EXPERIMENTELLE MESSUNG DER INNEREN KRAFT DES M. QUADRICEPS

— Ein Beitrag zur Biomechanik des Femoropatellargelenkes —

Silvia Christine Kiefl

Diss. München
1984

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41534927_0020

EXPERIMENTELLE MESSUNG DER INNEREN KRAFT DES M. QUADRICEPS

— Ein Beitrag zur Biomechanik des Femoropatellargelenkes —

Silvia Christine Kiefl

Aus der Orthopädischen Klinik der Universität
München
Direktor: Professor Dr. med. M. J ä g e r

Experimentelle Messung der Inneren Kraft des M. quadriceps
- Ein Beitrag zur Biomechanik des Femoro-patellargelenkes -

Inaugural - Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin
an der Ludwig Maximilians-Universität München

vorgelegt von

Silvia Christine Kiefl

aus

Grafenau/Niederbayern

München 1983

Mit Genehmigung der Medizinischen
Fakultät der Universität München

Berichterstatter:	Prof.Dr.med. W. Keyl
Mitberichterstatter:	Prof.Dr.med. M. Jäger
Dekan:	Prof.Dr.med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 31. Januar 1984

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

		Seite
I)	Einleitung	1
II)	Problemstellung	3
III)	Literaturübersicht	5
1)	Berechnungsmodelle und biomechanische Überlegungen zum Femoropatellargelenk	5
2)	Die Quadricepskraft	10
IV)	Das Femoropatellargelenk	12
1)	Anatomie	12
1.1)	Descriptive Anatomie	12
1.2)	Funktionelle Anatomie	15
2)	Biomechanik	20
2.1)	Modell nach MAQUET	22
2.2)	Modell nach BANDI	29
2.3)	Eigenes Modell	39
2.4)	Berechnungsbeispiel	55

		Seite
V)	Umwickelungseffekt	59
VI)	Der Versuch	60
1)	Vorbemerkung	60
2)	Versuchsanordnung	61
3)	Versuchsaufbau	65
VII)	Ergebnisse	67
1)	Quadricepskraft bei horizontalem Oberschenkel	70
2)	Quadricepskraft bei angehobenem Oberschenkel	75
3)	Quadricepskraft bei tiefgestelltem Oberschenkel	81
VIII)	Diskussion	95
1)	Methode	95
2)	Ergebnisse	100
IX)	Zusammenfassung	107
X)	Literaturverzeichnis	109
	Danksagung	121
	Lebenslauf	122

I) Einleitung

Die Kniescheibe, eingebettet in die Endsehne des M. quadriceps und seiner distalen Fortsetzung, dem Ligamentum patellae, unterliegt als Sesambein am Kniegelenk einer erheblichen Belastung. Sowohl im täglichen Leben bei sich ständig wiederholenden Tätigkeiten wie etwa Treppensteigen, vom Sitzen aufstehen, sich aus der Hocke aufrichten als auch beim Sport, vor allem bei den die unteren Extremitäten belastenden Sportarten wie z.B. Gewichtheben, Skifahren oder Volleyball, muß die Patella in ihrer Funktion als Kraftumlenker am Kniegelenk die vom M. quadriceps bei den verschiedenen Bewegungsabläufen erzeugten Kräfte aufnehmen und zum Unterschenkel weiterleiten. Dies führt nicht selten zur Überlastung des retropatellaren Knorpels und des retropatellaren Gleitlagers, wie die Zunahme der chondropathischen Beschwerden an der Kniescheibe zeigt (15, 39, 49, 56, 59). Umfangreiche Untersuchungen (4, 5, 6, 19, 20, 21, 22, 28, 29) haben sich mit der auf die Kniescheibe einwirkenden Anpreßkraft, mit dem Druckverhalten im Femoropatellargelenk und mit den Kontaktarealen von Kniescheibe und femoralem Gelenksanteil beschäftigt. Aufgrund ihrer unterschiedlichen Intentionen und Ausgangssituationen wurden von den einzelnen Autoren zum Teil verschiedene Schlüsse bezüglich der Ursache der Knorpelveränderungen (2, 4, 21) oder bezüglich der Therapie (5, 14, 28, 29, 47, 57) gezogen. Alle diese Ergebnisse gründen aber nur

auf statischen Betrachtungen und Gleichgewichtsberechnungen bzw. auf Untersuchungen und Simulatorexperimenten am Leichen- oder Modell-Kniegelenk. Um die Problemetik der bei Bewegungsvorgängen tatsächlich am Retropatellargelenk auftretenden und wirksam werdenden Kräfte etwas erhellen zu können, genügt es nicht, statische Gleichgewichtsvoraussetzungen zugrunde zu legen, da damit lediglich der Minimalbereich der Kräfte erfaßt wird. Es muß vielmehr versucht werden, die vom M. quadriceps aktiv zu erzeugende Muskelkraft zu bestimmen und zu analysieren; diese kann aber bis jetzt nur in einem "quasistatischen" System erfaßt werden. Durch die willkürliche, aktive Anspannung des M. quadriceps können dabei annähernd maximale Belastung für das Retropatellargelenk erzeugt werden.

II) Problemstellung

Trotz umfangreicher Literaturstudien ist es nicht gelungen, ein System zu finden, das es erlaubt hätte, die aktiv zu entwickelnde Muskelkraft des M. quadriceps zu messen und daraus Rückschlüsse auf die retropatellar auftretende Druckbelastung zu ziehen. Nahezu alle in der Literatur geschilderten Verfahren beruhen auf statischen Gleichgewichtsbedingungen; allein HETTINGER (30) verwendet bei seinen Untersuchungen zur Muskelkraft ein statisches Meßsystem, beschreibt aber seine Resultate als Drehmoment und nicht als Absolutwerte.

BANDI (4, 5, 6) und MAQUET (42, 43), die sich schon lange mit der Biomechanik des Retropatellargelenkes intensiv befaßten, gingen bei ihren Überlegungen prinzipiell von statischen Voraussetzungen aus. Auch PLITZ (51) et al. ging bei seinen neueren Untersuchungen zur Beanspruchung des Femoropatellargelenks bei verschiedenen Sportarten von statischen Gleichgewichtsberechnungen aus. DEIGENTESCH (12), der sich jedoch speziell mit dem Problem der dynamischen Wirbelsäulenbelastung beim Gewichtheben beschäftigte, konnte aber zeigen, daß dynamische Kräfte zum Teil mehr als 50 % über den statischen Werten liegen.

Mit Hilfe der bisher bekannten Meßsysteme ist es weder am wachen, noch am narkotisierten Patienten möglich, die Druckkräfte hinter der Kniescheibe direkt abzunehmen.

Während es an Leichenkniegelenken zwar gelingt, die Kontakt- und Druckareale zwischen Patella und Femur festzulegen oder auch unter entsprechend gewählten simulierten Kräften zu bestimmen, ist bisher eine derartige Methode in vivo weder beschrieben noch in analoger Weise bekannt. Die direkte Kraftmessung im Femoropatellargelenk ist am Lebenden nicht durchführbar, weshalb der Umweg über eine indirekte Größenbestimmung gewählt wurde. Es werden dazu experimentell Kräfte gemessen, die es gestatten, bei Kenntnis der anthropometrischen Parameter eines Probanden seine aufgewandte Quadricepskraft zu errechnen. Diese Quadricepskraft ist aber als innere Quadricepskraft zu verstehen und daher nicht der Kraft im Retropatellargelenk gleichzusetzen. Aufgrund des noch unzureichend geklärten Knorpelverhaltens bei Zug-, Druck- und Scherbelastung muß es jedoch weiteren Arbeiten vorbehalten sein, die in der vorliegenden Versuchsanordnung zur Bestimmung der Quadricepskraftentwicklung gewonnenen Ergebnisse und Daten, z.B. mit Kontaktarealmessungen und den eventuell vorkommenden intracartilaginären Veränderungen zu ergänzen und daraus den bei vorgegebener realer Kraft des Oberschenkelstreckers retropatellar wirksam werdenden Anpreßdruck zu errechnen.

Einen Beitrag zur Lösung der - trotz aller Untersuchungen bei weitem noch nicht gelösten - Problematik der Biomechanik des Femoropatellargelenks soll hier damit geleistet werden, daß es jetzt gelingt, auf experimenteller und theoretischer Grundlage Aussagen zur aktiven Quadricepskraftentfaltung zu machen.

III) Literaturübersicht

1) Berechnungsmodelle und biomechanische Überlegungen zum Femoropatellargelenk

Mit dem Problem der Biomechanik des Femoropatellargelenkes haben sich besonders BANDI (3, 4, 5, 6), MAQUET (42, 43), GOYMANN (19, 20, 21, 22) und HEHNE (28, 29) befaßt. Während MAQUET und BANDI über Gleichgewichtsbedingungen Aussagen zur Anpreßkraft und Anpreßdruck der Patella im femoralen Gleitlager gewonnen haben, hat sich GOYMANN (19, 22) vor allem mit dem sogenannten Umwickelungseffekt der Quadricepssehne und der Größe der Auflagefläche der Patella bei Stellungsänderung im Kniegelenk von der Streckung zur Beugung und HEHNE (28, 29) besonders mit der genauen Verteilung der Kontaktareale zwischen Patella und Femur in Abhängigkeit von der Knieflexion beschäftigt.

MAQUET und BANDI gingen bei ihren Überlegungen davon aus, daß "das Drehmoment der Streckkräfte abhängt von der Länge des von der Kniegelenksquerachse auf das Ligamentum patellae gefällten Lotes" (4). Die Patella vergrößert diesen Abstand, bewirkt damit eine Verlängerung des Hebelarmes der Streckmuskulatur, wodurch nach den Hebelgesetzen für die Kraftübertragung auf die Tibia ein geringerer Kraftaufwand durch den M. quadri-

ceps notwendig ist als er es ohne die Kniescheibe wäre. Der Betrag des wirksamen Hebelarmes, der zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichts die Quadricepskraft hervorruft, ist dabei der Abstand der Kniegelenksdrehachse zum Lot, das vom Körperschwerpunkt aus auf die Unterlage gefällt wird. Somit spielen die Lage des Körperschwerpunktes und der Winkel zwischen Ober- und Unterschenkel eine entscheidende Rolle für den Betrag des wirksamen Hebelarmes, damit für die reaktive Kraft des M. quadriceps und somit für die Größe der retropatellaren Anpreßkraft.

Durch die von BANDI (5) propagierte Vorverlagerung der Tuberositas tibiae vergrößert sich der senkrechte Abstand der Kniegelenksdrehachse zum Ligamentum patellae und der Winkel zwischen Ligamentum patellae und Oberschenkel, wodurch nach seiner Berechnung der retropatellare Anpreßdruck reduziert wird.

GOYMANN (19) gab als erster zu bedenken, daß bei zunehmender Flexion des Kniegelenkes der sogenannte Umwickelungseffekt bei Aussagen zur Anpreßkraft der Patella zu berücksichtigen ist. Er versteht darunter den Anteil der vom M. quadriceps erzeugten Muskelkraft, der durch die breitflächige Auflage seiner Sehne auf dem Femur direkt auf den Knochen abgeleitet wird, wodurch die auf das Femoropatellargelenk einwirkende Kraft vermindert wird. Während BANDI (6) den Beginn des Umwickelungseffektes auf circa 50° Flexion im Kniegelenk festsetzte, beschreiben ihn GOYMANN (22), HISS (32) und HEHNE (28) ab 90° Beugung.

Im Gegensatz zu MAQUET (42, 43) und BANDI (4, 5, 6) sieht GOYMANN (22) nicht im senkrechten Abstand der Drehachse des Kniegelenkes zum Ligamentum patellae den entscheidenden Parameter zur retropatellaren Anpreßkraft, sondern mißt in Übereinstimmung mit MATTHEWS (43) dem - wie er es nennt - "Anstellwinkel der Kraft" besondere Bedeutung zu. Er versteht darunter die Wirkrichtung der Kraft, also den Winkel, den die Quadricepssehne mit dem Ligamentum patellae bildet, der also vom Beugezustand des Kniegelenkes unmittelbar abhängt und zwangsweise zum Umwickelungseffekt führt.

GOYMANN (22) erwähnt ebenso wie HISS (32) die entlastende Wirkung der Kniebeugemuskeln auf das Femoropatellargelenk, läßt sie aber bei seinen Überlegungen unberücksichtigt. Er vertritt ferner die Auffassung, daß "die Kniescheibe aufgrund ihrer Ausformung die Kraft über zwei unterschiedlich gestellte Flanken ableitet, d.h. die Gesamtkraft setzt sich aus zwei unterschiedlichen Flankenkräften zusammen, die dem Wert der wirklichen Flächenpressung mehr entsprechen".

Das Eintreten der Patella in die Fossa intercondylica bei höheren Beugegraden bezeichnet er als "funktionelle Höhenminderung" und interpretiert es als natürliche Vergrößerung des Anstellwinkels der Kraft, was für ihn eine eindeutige Druckreduktion und somit Entlastung des Gleitlagers bedeutet (22).

GOYMANN (22) beschreibt, daß die "druckreduzierende Wirkung der verschiedenen Operationsverfahren in Streckla ge am größten ist", folgert daraus die Bedeutung und

Effektivität der Patella bei Streckstellung des Kniegelenkes und sieht in ihr einen oder den Stabilisator der Beinstreckung (21). Unterstützt wird er in dieser Auffassung durch Versuche von SCHMIDT-RAMSIN et al. (57), der den Anpreßdruck der Patella bei einer definierten Krafteinleitung direkt gemessen hat und dabei zu dem Ergebnis kommt, daß nach Tuberositasvorverlagerung die Flächenpressung der Patella lediglich bei geringer Kniebeugung sinkt, während es bei höheren Beugegraden ausschließlich zu einer Verschiebung der Flächenlast nach proximal kommt.

Um Aussagen zur Auflagefläche der Kniescheibe in Abhängigkeit von der Flexion des Kniegelenkes zu erhalten, führte GOYMANN (19, 22) Versuche an Leichenknien durch, nach deren Aufbau später auch GOODFELLOW (18), BURNOTTE (10) und andere arbeiteten und dabei sehr ähnliche Ergebnisse erzielten. Er beschreibt bei zunehmender Beugung von 60° auf 135° eine Verminderung der Kontaktfläche von 3,97 cm^2 auf 0,96 cm^2, eine der Aufteilung der Auflagefläche der Patella analoge Zunahme der Berührungsfläche der Quadricepssehne mit dem Femur und fand - ebenso wie BANDI (3) 1951 - bei 10° Beugung den größten, bei 90° den kleinsten Kontakt zwischen der Kniescheibe und ihrem Gleitlager am Oberschenkel.

Diesen Ergebnissen stehen neuere Untersuchungen von HEHNE (28, 29) gegenüber, der ebenfalls mit Leichenknien arbeitete. Er belastete sie mit einer konstanten

Kraft von 20 kp und bestimmte die Kontaktflächen bei unterschiedlichen Beugegraden im Kniegelenk.

Die Patellarückfläche teilte er in eine laterale Facette, in ein paramedianes Segment und in ein Randsegment ein. Er fand bei seinen Versuchen im Gegensatz zu GOYMANN etc. die kleinste Kontaktfläche bei voller Streckung des Kniegelenkes, die größte dagegen bei 60° Flexion, wobei der Hauptteil auf die laterale Facette entfällt und insgesamt nur ein Viertel der gesamten Patellarückfläche belastet wird. Der von HEHNE als Randsegment bezeichnete mediale Patellateil gewinnt erst bei weiterer Beugung Kontakt zum Femur, was die These der medialen Hypopression als Ursache der Chondropathia patellae von FICAT (16, 17) und HUNGERFORD (34) unterstützt.

In Übereinstimmung mit GOYMANN beschreibt HEHNE (28) bei 60° Kniebeugung eine Kontaktflächenausdehnung von circa 4 cm^2, bei maximaler Flexion im Kniegelenk differieren ihre Angaben jedoch um ungefähr 1,5 cm^2. Dagegen herrscht bei allen einschlägigen Autoren (4, 10, 21, 28, 29, 44, 57) übereinstimmend die Meinung, daß die Belastungsareale der Patella bei Bewegung des Kniegelenkes von der Streckung zur Beugung vom untersten zum obersten Patellapol wandern; dabei wird nach HEHNE nach jeweils 30° Stellungsänderung im Kniegelenk eine vollkommen neue Fläche an der Patellarückseite erschlossen.

2) Die Quadricepskraft

Die in der Literatur zu findenden Angaben zur Quadricepskraft und deren Ermittlungen differieren zum Teil erheblich.

GOYMANN (20) errechnete für 110° Kniebeugung eine aufzubringende Quadricepskraft von 100 kp, nach SCHUMPE (60) übersteigt die Haltekraft bei zunehmender Flexion im Kniegelenk 140 kp, REILLY (54) erhielt für einen Kniewinkel von 110° eine Quadricepskraft von 250 kg, während GROH nach ähnlichen Überlegungen wie hier an einer Stelle (26) von 160 kp Quadricepskraft bei 90° gebeugtem Knie, an anderer Stelle (25) hingegen von einer bei einer 70 kg schweren, in tiefer Kniebeuge auf den Zehenballen stehenden Person auftretenden Zugkraft im Ligamentum patellae von 506 kg spricht. HETTINGER (30) befaßte sich mit dem Problem der Muskelkraft ausführlich, spricht dabei die unerfaßbaren Leistungsreserven der Muskulatur an, gibt aber keine Absolutkräfte, sondern lediglich die bei der Kontraktion des Oberschenkelstreckers zu messenden Drehmomente an. ASANG (1, 2) berichtet, daß sich die minimalen statischen Muskelkräfte zwanglos den Minimalwerten der Knochenbruchgrenze zuordnen lassen bzw., daß die dynamischen Muskelkräfte kurzfristig (1/10 bis 1/100 s) zwischen 50 % und 150 % höher liegen und damit selbst die Knochenbruchgrenze überschreiten können. Er gibt seine Werte aber ebenfalls als Drehmoment und in Abhängigkeit vom Tibiakopfdurchmesser an. KIESELBACH (37)

dagegen errechnete aus anatomischen Studien für einen mittelstarken M. quadriceps am Leichenpräparat eine Kraft von 982 kg. BANDI (4) geht bei seinen Überlegungen zum Patellaanpreßdruck von circa 150 kp für einen Kniebeugewinkel von 30°, von rund 500 kp bei 90° und etwa 600 kp bei 110° aus.

Ein direkter Vergleich der genannten Werte fällt aufgrund der unterschiedlichen Voraussetzungen schwer, noch dazu, da diese zum Teil erst selbst zurückgerechnet werden mußten, so daß diese Angaben nur als grober Überblick über die in der Literatur erwähnten Quadricepskräfte verstanden werden können.

IV) Das Femoropatellargelenk

1) Anatomie

1.1) Descriptive Anatomie

Das Femoropatellargelenk ist ein Gelenk, das einer strengen Definition des Begriffes "Gelenk" nicht gerecht wird. Es wird gebildet von der Patella und den Femurkondylen, gesichert und erhalten durch die sehnigen Anteile des M. quadriceps. Der größte Teil der Fasern seiner vier Köpfe trifft sich in der Quadricepssehne, zu der fast der gesamte M. rectus und M. vastus intermedius sowie ein Großteil der proximalen Anteile der Mm. vasti ziehen. Dazu konvergieren die Fasern zur Patella hin und überkreuzen sich dabei teilweise, oberflächliche ziehen in Rillen über die Vorderseite der Patella als Aponeurose hinweg, tiefere Schichten setzen an der Basis der Patella an oder laufen durch sie hindurch, umfassen als Ligamentum patellae den Apex und strahlen mittels Sharpeyscher Fasern in die Tuberositas tibiae ein, wobei in die Übergangszone zwischen Knochen und Band Knorpelzellen eingelagert sind. Das proximale Drittel des Ligamentum patellae ist durch die Membrana synovialis, die beiden distalen Drittel durch die Tibia und das Corpus adiposum in-

frapatellare vom Gelenkspalt getrennt. Proximal der Tuberositas wird es von der Bursa infrapatellaris profunda unterfüttert.

Neben der Hauptsehne wird die Patella durch die Retinacula, die ein seitliches Abgleiten verhindern, in ihrer Gleitbahn gehalten. Die Retinacula sind die sehnigen Fortsätze der Mm. vasti - verstärkt durch einige des M. rectus femoris - die zu beiden Seiten der Kniescheibe zwischen Patella und Seitenbändern zur Tibia verlaufen und somit auch zur Verstärkung der Gelenkkapsel beitragen. Während ihre oberflächlichen Längszüge direkt zur Tibia verlaufen und damit einen geringen Teil der Quadricepskraft unter Umgehung der Patella auf den Unterschenkel übertragen können, bestehen die tiefen Schichten aus querverlaufenden, von den Epikondylen fächerförmig ausstrahlenden Fasern. Einige umgreifen die Patella auch distal und stehen mit dem Ligamentum patellae direkt in Verbindung. Von medial und lateral strahlen Züge der Oberschenkelfascie in die Retinacula ein; das laterale Retinaculum wird darüberhinaus durch den Tractus iliotibialis verstärkt, indem es vereinigt mit ihm zum Tuberculum tractus iliotibialis zieht (7, 8, 9, 21, 27, 40, 55, 66).

Durch ihre Beziehung zum M. quadriceps sind die Retinacula in der Lage, bei einem Querbruch der Patella - vorausgesetzt sie bleiben selbst unversehrt - noch eine gewisse Streckung zu erzielen. Man bezeichnet sie daher, zusammen mit der Fascie,

der Fascia lata und dem M. articularis genus als "akzessorischen Streckapparat", dessen Wirkungsgrad allerdings sehr beschränkt ist (7, 8, 9, 27, 40, 63, 66).

1.2) Funktionelle Anatomie

In Streckstellung des Beines ruht die Patella mit ihrem distalen Gelenkrand auf dem proximalen Teil der Facies patellaris femoris. Bei entspannter Muskulatur findet sich der Apex in Gelenkspalthöhe und ein Verschieben der Kniescheibe in horizontaler und vertikaler Richtung ist möglich; das Abheben dagegen nicht (9, 27). Bei Kontraktion des M. quadriceps wird die Patella nach oben verschoben und der Apex tangiert fast den proximalen Rand der femoralen Führungsflächen. Der weitaus größte Teil der Kniescheibe grenzt dabei an die Bursa suprapatellaris, also an den nicht überknorpelten und nicht mit einer Führungsrinne ausgestatteten Abschnitt des Oberschenkelknochens. Da der mediale Femurkondylus im Vergleich zum lateralen weniger weit nach proximal reicht, überragt die Patella medialwärts die Facies patellaris femoris. Obwohl hier also keine Knochenführung gewährleistet ist, verhindert die Spannung der Quadricepssehne eine seitliche Verlagerung, da die vier Muskelzüge des M. quadriceps normalerweise so zusammenwirken, daß schädliche Seitenzugkomponenten nicht auftreten, solange die vier Muskelanteile ausgewogen sind (7, 9, 27). Bei pathologischen Zuständen im Knie- oder Femoropatellargelenk betrifft die begleitende Muskelatrophie vor allem - und gleichzeitig als ersten - den M. vastus medialis, so daß das Muskelgleichgewicht

des Streckapparates empfindlich gestört wird, da die durch die Valgusstellung des Femur bedingte "latente" Subluxationstendenz der Patella nun keine entsprechende mediale Gegenkraft mehr erfährt (40, 65).

Bei Beugung wird die Höheneinstellung der Patella durch die unveränderbare Länge des Ligamentum patellae und durch die jeweilige Gelenkstellung des Kniegelenkes bestimmt. Ihre scheinbare Beweglichkeit in vertikaler Richtung bezieht sich allein auf ihre Lage zum Femur. Die bei der Flexion emporsteigenden Femurkondylen gleiten an der Patella vorbei, die bei vollständiger Beugung aus der Streckung heraus, gemessen am Kondylenmassiv, einen Weg von fünf bis sieben Zentimeter zurücklegt. Dabei sinkt sie zunehmend in den Interkondylarraum und wird durch die Krümmung des medialen Kondylus nach lateral verschoben, wobei dort aber durch die größere Patellafläche und die Form des lateralen Kondylus die Knochenführung besser gesichert ist als medial und darüber hinaus die besonders in Streckstellung bestehende Dislokationstendenz durch den bei der Beugung sich ändernden Fiederungswinkel der verschiedenen Anteile des Quadriceps aufgehoben wird; bei spitzwinkeliger Beugung liegt die Patella wie ein Deckel auf den Femurrollen vor der Area intercondylaris und berührt dabei Anteile des Oberschenkels, die bei geringer Flexion mit Menisci und Tibiakopf in Kontakt stehen (7, 8, 28, 40, 63, 66).

Gleichzeitig mit der Wanderung der Kontaktareale vom unteren zum oberen Patellapol, ermöglicht durch die winkelabhängige Drehachse des Kniegelenkes und seiner Rollgleitbewegung, ändert sich die Sehnenzugrichtung der Quadriceps- bzw. der Patellarsehne. In Streckstellung verläuft die von der Patella geleitete Sehnenzugrichtung von proximal, medial und ventral nach distal, lateral und dorsal, wodurch der untere Patellapol gegen den Femur gedrückt wird. Bei maximaler Beugung dagegen verläuft der Zug von proximal, lateral und dorsal nach distal, medial und ventral, so daß der untere Pol vom Femur abgehoben wird; JAMES (35) bezeichnet dies als die "Achsenverschiebung des Streckapparates".

Von zentraler Bedeutung bei der funktionellen Betrachtung des Femoropatellargelenkes ist die Verteilung der Kontaktareale bei Bewegung des Kniegelenkes, wobei hier der Beschreibung eine Untersuchung von HEHNE zugrundegelegt wird (28, 29).

In Streckstellung liegt die Patella nur mit dem untersten Pol dem Gleitlager am oberen Rand auf. Bei 30° Flexion hat sich die Kontaktfläche bereits verdoppelt. Die größte Auflagefläche findet sich bei 60°, wobei sie bei Patella und Facies patellaris femoris zentral liegt und die laterale Facette ihren größten Kontakt gewinnt. Bei zunehmender Beugung wandert die Patella auf dem femoralen Gleitlager nach distal und hat bei 90° ihre Kontaktfläche am oberen Patellapol mit der oberen Kondylengrenze; dabei liegt die

laterale Facette dem lateralen Kondylus peripher und die mediale fast ausschließlich mit dem neben dem First liegenden Paramediansegment auf. Nach weiteren 30° wird der mediale Kontakt durch den medialen Knorpelfirst hergestellt und zwischen 120° und 140° Flexion rutscht das Randsegment relativ abrupt an die Innenseite des medialen Kondylus; gleichzeitig erfährt die Patelle eine Lateralbewegung und Medialkippung. Bei 140° liegt medial nur noch das Randsegment, also der medialste Abschnitt der Patella, auf und zwar auf der zentralen Randzone des medialen Kondylus; Paramediansegment, Hauptfirst und zentraler Anteil der lateralen Facette liegen frei über der Fossa intercondylaris, der Pol des medialen Kondylus neben der Patella. Die mediale Kontaktfläche ändert ihre Richtung von quer zu längs, die laterale liegt mit immer kleineren peripheren Zonen dem Pol des lateralen Kondylus auf. Durch die kontinuierliche Verkleinerung des lateralen Kontaktareals bei Konstanz medialseits kommt es somit bei zunehmender Flexion ab 60° zum steigenden Kontaktverlust der Patella mit dem Femur.

Es kann somit zusammengefaßt werden, daß die Kontaktareale des femoropatellaren Gelenkes bei Beugung des Kniegelenkes vom unteren zum oberen Pol der Kniescheibe wandern, wobei es aber in keiner Stellung zu einem kompletten Flächenschluß zwischen Facies articularis patellae und ihrem Gleitlager

am Femur kommt, sondern vielmehr immer nur Teile der Gelenkfläche miteinander Kontakt erhalten (21, 28, 44).

2) Die Biomechanik

Um Aussagen zur Biomechanik eines Gelenkes machen zu können, muß man die am Gelenk angreifenden Kräfte erkennen, veranschaulichen und anschließend versuchen, ihre Wirkung auf das Gelenk mathematisch oder zeichnerisch zu erfassen und auszudrücken.

Beim Femoropatellargelenk muß man das Hauptaugenmerk auf den M. quadriceps einschließlich seiner Retinacula legen, da er die Patella gegen ihr Gleitlager am Femur drückt.

Die vom M. quadriceps entwickelte Kraft wird nach SCHUMPE (60) zu je 29 % durch die Mm. vasti und den M. intermedius, zu 13 % durch den M. rectus femoris aufgebracht. Der Hauptteil der Fasern trifft sich proximal der Patellabasis, so daß man annähernd davon ausgehen kann, daß praktisch die gesamte Muskelkraft über Quadricepssehne oder Retinacula auf die Patella einwirkt. Die distale Fortsetzung ist das Ligamentum patellae, das seinerseits der einwirkenden Zugkraft entgegenwirkt bzw. durch seine Insertion an der Tuberositas tibiae die Kraft auf den Unterschenkel überträgt. Da das Ligamentum patellae eine reine Bandstruktur ist, die selbst keine aktive Kraft erzeugen kann, muß die von ihm aufgebrachte Kraft reaktiv als Funktion der einwirkenden Zugkraft aufgefaßt werden. Die zwischen

Quadricepssehne und Ligamentum patellae eingeschaltete Kniescheibe kann als Knochen ebenfalls keinen Beitrag im Sinne einer positiven Kraftentwicklung leisten; sie lenkt vielmehr die Kraft von der Richtung des M. quadriceps in die Richtung des Ligamentum patellae (6, 8, 9).

2.1) Das Modell nach MAQUET

MAQUET, aufbauend auf BRAUNE und FISCHER sowie KUMMER (42, 43), erhält über Vektoren Aussagen zur retropatellaren Anpreßkraft, die nach seinen Überlegungen bei angespanntem M. quadriceps während bestimmter Gangphasen ungefähr das Dreifache des Körpergewichts erreicht.

MAQUET (43) bezeichnet die Kraft des Ligamentum patellae mit P_a und legt sie in die Mitte der Patellarsehne. Analog dazu legt er die Quadricepskraft, die er mit M_v benennt, in die Mitte der Quadricepssehne (vgl. dazu Abb. 1). Er betont, ähnlich wie auch GOYMANN (21, 22), daß der Betrag der Anpreßkraft nicht nur von der Größe der Quadricepskraft bzw. der des Ligamentum patellae, sondern überwiegend vom Winkel, der von den Aktionslinien dieser Kräfte gebildet wird, abhängt. Diesen Winkel ß (vgl. Abb. 1) bestimmt er mit Hilfe von Röntgenaufnahmen.

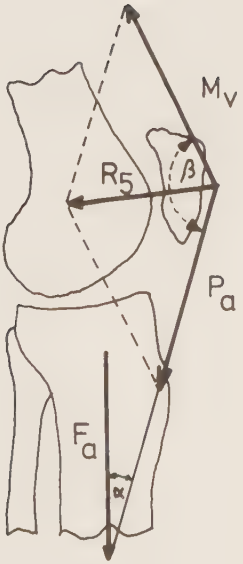


Abb. 1 : Vektorielle Darstellung der Quadricepssehnen-, Patellarsehnen- und retropatellarer Anpreßkraft (nach MAQUET). Legende siehe Text.

Die an der Patella wirksamen Hebelarme k - für die Kraft P_a - und q - für die Kraft M_v - legt MAQUET in den geometrischen Mittelpunkt des femoro-patellaren Kontaktareals (Abb. 2). Er betont, daß k und q nicht notwendigerweise wegen der Lage dieses Zentrums den gleichen Betrag aufweisen müssen, sondern beträchtlich differieren können; demzufolge ergibt sich für die auf die Patella einwirkenden Drehmomente, um die Kniescheibe im Gleichgewicht zu halten, die Beziehung:

$$M_v \cdot q = P_a \cdot k \qquad (1)$$

und somit:

$$M_v = \frac{P_a \cdot k}{q} \qquad (2)$$

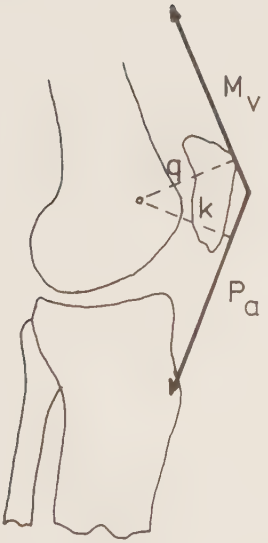


Abb. 2 : Wirksame Hebelarme k und q im Kniescheibengelenk (nach MAQUET). Legende siehe Text.

MAQUET bezeichnet die zur Tibiaachse parallele Kraftkomponente der Kraft P_a mit F_a, den dazwischenliegenden Winkel mit α (vgl. Abb. 1); bestimmt er analog zum Winkel ß aus Röntgenaufnahmen.
Daraus ergibt sich die Gleichung 3:

$$P_a = \frac{F_a}{\cos \alpha} \qquad (3)$$

Die Berechnung der aus der Kraft M_v und P_a resultierenden Kraft R_5 (vgl. Abb. 1), der femoropatellaren Anpreßkraft, erfolgt dann über:

$$R_5 = \sqrt{P_a^2 + M_v^2 + 2P_aM_v\cos \beta} \qquad (4)$$

Eine Vorverlagerung der Tuberositas und damit eine Vorverlagerung der Patellarsehne verlängert den wirksamen Hebelarm c der Kraft P_a,

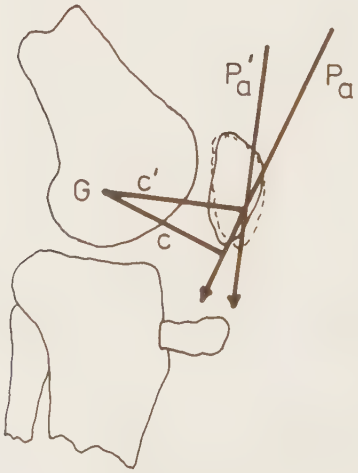


Abb. 3 : Auswirkung der Tuberositasvorverlagerung auf den Hebelarm c (nach MAQUET) (vgl. Text).

so daß gemäß Gleichung 5 zur gleichen Leistung eine geringere Kraft P_a infolge des vergrößerten Hebelarmes c' erforderlich ist.

$$P_a \cdot c = P_{a'} \cdot c' \qquad (5)$$

Gleichzeitig vergrößert sich durch die Vorverlagerung der Winkel ß, so daß durch "eine Vorverlagerung der

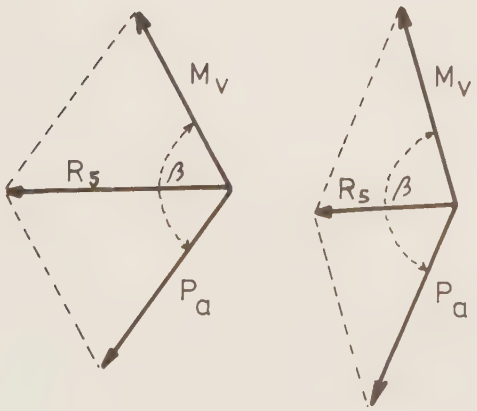


Abb. 4 : Veränderung der retropatellaren Anpreßkraft R_5 mit Vergrößerung des Winkels ß (nach MAQUET). Erklärung siehe Text.

Patellarsehne um 2 cm die Kraft R_5 um über 50 % reduziert wird" (43). "Je offener der Winkel ist, desto kleiner ist die Kraft der femoropatellaren Kompression" (42). MAQUET sieht darin - im Gegensatz zu GOYMANN (22) - eindeutig die Bestätigung der druckreduzierenden Wirkung der Tuberositasvorverlagerung nach MAQUET - BANDI.

2.2) Das Modell nach BANDI

BANDI (4) seinerseits beschreitet zur mathematischen Begründung des nach ihm benannten Effektes den Weg über Gleichgewichtsbedingungen.

Bei gebeugtem Kniegelenk (vgl. Abb. 5a und 5b) muß die Zugkraft des M. quadriceps gleich sein der Zugkraft des Ligamentum patellae:

$$M_1 = M_2 \qquad (1)$$

mit:

M_1 = Zugkraft des M. quadriceps
M_2 = Zugkraft des Ligamentum patellae

Als mechanisch wirksamen Hebelarm nimmt BANDI am Oberschenkel die durch die Skelettstütze festgelegte Strecke zwischen Kniegelenksdrehachse und Femurkopf (F), am Unterschenkel die zwischen Kniegelenksdrehachse und Abstützpunkt am Boden (T) (hier: Metatarsalköpfchen). Die wirksame Strecke von F und T liegt in Abhängigkeit von der Körperhaltung zwischen der Kniegelenksdrehachse und dem Schnittpunkt der Strecken F und T mit dem Lot, gefällt vom Körperschwerpunkt auf die Unterlage.

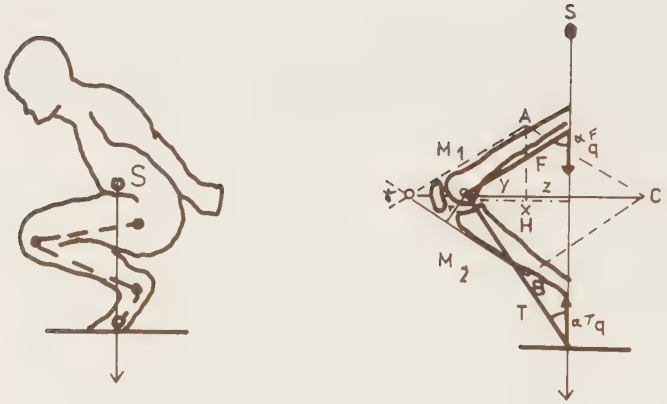


Abb. 5a und 5b : Bandi'schen Grundüberlegungen zur retropatellaren Belastung.

Abb. 5a zeigt den Einfluß und den Verlauf der Schwerkraft und der Unterstützungsfläche;
Abb. 5b gibt die daraus resultierenden geometrischen Beziehungen für die retropatellare Kraft x wieder.

Die Kraftübertragung der Zugkraft M_2 auf die Strecke T erfolgt über einen Hebelarm (r), der als Lot von der Kniegelenksdrehachse auf das Ligamentum patellae definiert wird. Bei Gleichgewicht gilt demnach:

$$M_1 \cdot r = M_2 \cdot r \qquad (2)$$

BANDI erwähnt, daß hier zur Vereinfachung angenommen wird, der Streckapparat des Kniegelenkes schlinge sich um eine Rolle mit dem Radius r, deren Mittelpunkt mit der Kniegelenksdrehachse zusammenfällt.

Die einwirkende Gewichtskraft (q) wirkt an F und T mit einem Hebelarm (H), der, ausgehend von der Kniegelenksdrehachse, senkrecht auf dem Körperschwerpunktslot steht, so daß gilt:

$$H = F \cdot \sin \alpha_F = T \cdot \sin \alpha_T \qquad (3)$$

mit:

α_F = Winkel zwischen F und Körperschwerpunktslot
α_T = Winkel zwischen T und Körperschwerpunktslot

Für das Drehmoment an Ober- und Unterschenkel muß demnach unter Gleichgewichtsbedingungen gelten:

$$q \cdot F \cdot \sin \alpha_F = q \cdot T \cdot \sin \alpha_T \qquad (4)$$

Ebenfalls aus dem herrschenden Gleichgewicht folgt, daß das jeweilige Streckmoment dem entsprechenden Beugemoment betragsmäßig entspricht:

$$M_1 \cdot r = q \cdot T \cdot \sin \alpha_T$$
$$M_2 \cdot r = q \cdot F \cdot \sin \alpha_F \qquad (5)$$

Da nach Gleichung (2) $M_1 \cdot r = M_2 \cdot r$ ist, gilt ferner

$$\frac{q \cdot F \cdot \sin \alpha_F}{r} = \frac{q \cdot T \cdot \sin \alpha_T}{r} \qquad (6)$$

Die femoropatellare Anpreßkraft ergibt sich als Resultierende im Parallelogramm der Kräfte M_1 und M_2 (vgl. Abb. 6).

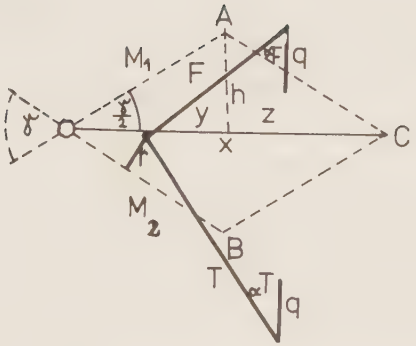


Abb. 6 : Modell zur Berechnung des femoropatellaren Drucks (nach BANDI).

- AOBC : Parallelogramm der Kräfte M_1 und M_2
  M_1 : Zugkraft des M. quadriceps
  M_2 : Zugkraft im Ligamentum patellae
  F : Hebelarm des Oberschenkels
  T : Hebelarm am Unterschenkel
  r : Hebelarm der Streckkräfte
  q : Körpergewicht ohne Standbein
  α_F : Winkel zwischen Schwerkraftslot und der Strecke F
  α_T : Winkel zwischen Schwerkraftslot und der Strecke T
  γ : Winkel zwischen Quadricepssehne und Ligamentum patellae
  x : Druckkraft der Patella auf die Femurkondylen
  h,y,z : H i l f s g r ö ß e n (vgl. Text).

Da es sich dabei um ein Parallelogramm mit gleich langen Seiten handelt, wird eine Diagonale durch die andere halbiert, so daß gilt:

$$Y = z \qquad (7)$$

mit:

Y = Hälfte der Patella-Anpreßkraft x
z = Hälfte der Patella-Anpreßkraft x

und ferner:

$$Y = M_1 \cdot \cos \gamma/2$$
$$z = M_2 \quad \cos \gamma/2 \qquad (8)$$

mit:

γ = Winkel zwischen M_1 und M_2

Aus Gleichung (5) und Gleichung (8) folgt nun:

$$Y = \frac{T \cdot q \cdot \sin \alpha_T}{r} \cdot \cos \gamma/2$$

$$z = \frac{F \cdot q \cdot \sin \alpha_F}{r} \cdot \cos \gamma/2$$

Unter Verwendung von Gleichung (7) gilt nun für den Betrag der Resultierenden x :

$$x = q \cdot \frac{\cos \gamma/2}{r} \cdot (F \cdot \sin \alpha_F + T \cdot \sin \alpha_T) \qquad (9)$$

BANDI sieht darin den mathematischen Beweis für die Effektivität der Vorverlagerung der Tuberositas tibiae zur Verringerung der retropatellaren Anpreßkraft, da q, F, T sowie $\sin\alpha_F$ und $\sin\alpha_T$ individuelle und bei der entsprechenden Körperhaltung unveränderliche Größen sind und somit dem senkrechten Abstand der Kniegelenksdrehachse vom Ligamentum patellae die entscheidende Rolle bei diesem Problem zukommt. Durch die Vorverlagerung (vgl. Abb. 7) vergrößert sich der Abstand r, der Betrag der Resultierenden wird geringer.

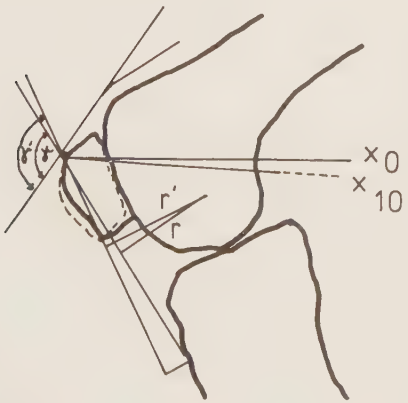


Abb. 7 : Änderung von r, γ, x bei der Tuberositasvorverlagerung (nach BANDI).

BANDI steht mit dieser Interpretation im Gegensatz zu GOYMANN (22), der in der Vergrößerung des Winkels φ, d.h. dem Anstellwinkel der Kraft, die entschendende therapeutische Überlegung sieht, da nach seinen Berechnungen eine Vergrößerung des Winkels φ, z.B. durch eine Hemipatellektomie, betragsmäßig einen bedeutenderen Einfluß auf die retropatellare Anpreßkraft besitzt als die Variation von r.

Mit den oben geschilderten Modellen nach MAQUET und BANDI schien eine Berechnung der aktiven Quadricepskraft und eine sinnvolle Versuchsanordnung nicht möglich.

MAQUET (43) geht von unterschiedlichen Kräften an der Patellarsehne und der Quadricepssehne, der Überträgerin der aktiven Quadricepskraft auf die Patella, aus (vgl. dazu Kap. IV/2.1). Dies ist aber mechanisch nicht haltbar, da in der von ihm geschilderten Weise keine Drehmomente an der Patella (-rückseite) auftreten können. Grundsätzlich erscheint deshalb die Ausgangsüberlegung von BANDI (Kap. IV/2.2) sinnvoll, da hier im Sinne der "actio est reactio" von gleichgroßen Kräften oberhalb und unterhalb der Patella ausgegangen wird. Die vom M. quadriceps ausgeübte Kraft wird dabei an der Kniescheibe nur umgelenkt; das Ligamentum patellae dient hier nur als Vermittler einer gleichgroßen, aber entgegengesetzt gerichteten Kraft. BANDI verwendet jedoch nur statische Gleichgewichtsbedingungen und erhält damit Ergebnisse, die den real auftretenden Kräften nicht entsprechen, da in vivo aufgrund der Muskelaktionen eine Pendelung des Istwertes um den Sollwert stattfindet. Demzufolge werden in Natura höhere Werte als unter statischen Gleichgewichtsbedingungen erreicht (vgl. dazu 12, 13).

Es wurde deshalb ein biomechanisches Rechenmodell des Femoropatellargelenkes entwickelt, das es erlaubt, die unter Verwendung der auf den nachfolgenden Seiten beschriebenen Meßapparatur erhaltenen Meßdaten auf die im jeweiligen Versuch vom Probanden entwickelte Quadricepskraft zurückzurechnen und die damit verbundene retropatellare Anpreßkraft bzw. den wirksam werdenden retropatellaren Anpreßdruck größenordnungsmäßig zu bestimmen.

2.3) Eigenes Modell

Hauptproblem bei allen Überlegungen zur Biomechanik des Femoropatellargelenkes ist die Tatsache, daß man keine Kenndaten zur Muskelkraft des M. quadriceps in Abhängigkeit von der Kniegelenksstellung besitzt. Im Rahmen dieser Arbeit wurde daher in einer geeigneten Versuchsanordnung die vom M. quadriceps aktiv zu erbringende Kraft bei verschiedenen Beugewinkeln des Kniegelenkes gemessen. Um die Meßdaten sinnvoll verwerten zu können, braucht man ein Modell, das auf meßbaren Gleichgewichtsbedingungen beruht. Es wurden dazu folgende Überlegungen angestellt:

2.3.1) Wie bereits eingangs erwähnt, muß die Kraft des M. quadriceps entsprechend der NEWTONschen Regel "actio = reactio" betragsmäßig gleich der am Ligamentum patellae auftretenden Kraft sein (Abb. 8).

Abb. 8 : Quadricepskraft und Gegenkraft am Ligamentum patellae

mit:

$\vec{F_Q}$ = Kraftvektor des M. quadriceps

$\vec{F_P}$ = Kraftvektor des Ligamentum patellae

Es ergibt sich daraus die Gleichung:

$$\left|\vec{F_Q}\right| = \left|\vec{F_P}\right| \qquad (1)$$

mit:

$|\overrightarrow{F_Q}|$ = Betrag der Quadricepskraft

$|\overrightarrow{F_P}|$ = Betrag der Kraft des Ligamentum patellae

2.3.2) Die Änderung der Verlaufsrichtung des M. quadriceps in Abhängigkeit vom Beugegrad des Kniegelenkes wirkt sich auf die Belastungsverteilung im Femoropatellargelenk aus, spielt aber für den Betrag der einwirkenden Kraft nur eine untergeordnete Rolle und kann hier unberücksichtigt bleiben.

2.3.3) Die Patella darf als starre Verbindung zwischen Quadricepssehne und Ligamentum patellae betrachtet werden, da die Verformung der Patella wegen Geringfügigkeit vernachlässigt werden kann.

2.3.4) Durch die Umlenkung der Kraft wird die Patella in ihr Gleitlager gedrückt, wobei die entstehende Anpreßkraft eine Funktion der Verlaufsrichtung von Quadricepssehne und Ligamentum patellae ist. Sie ist somit als Resultierende im Parallelogramm der Kräfte $\overrightarrow{F_Q}$ und $\overrightarrow{F_P}$ zu verstehen (Abb. 9).

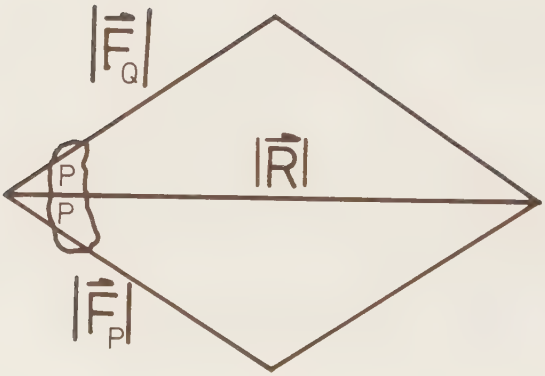


Abb. 9 : Geometrische Beziehung von Quadricepskraft, Kraft am Ligamentum patellae und retropatellarer Anpreßkraft.

mit:

$|\vec{F_Q}|$ = Betrag der Quadricepskraft

$|\vec{F_P}|$ = Betrag der Kraft am Ligamentum patellae

P = Patella

$|\vec{R}|$ = Betrag der für die Patella resultierende Anpreßkraft

Obwohl das Kontaktareal der Patellarückfläche bei Flexion des Kniegelenkes vom unteren zum oberen Pol wandert und dabei nach GOYMANN (22) einen mittleren Radius von 4,5 cm beschreibt, soll hier die Kniescheibe, da sie im Knotenpunkt der Fasermassen liegt und ihre Lage zu den Femurkondylen unmittelbar von der Verlaufsrichtung der Kräfte abhängt, als Massenpunkt aufgefaßt werden, an dem die Resultierende R angreift.

Berechnung von R (vgl. Abb. 10):

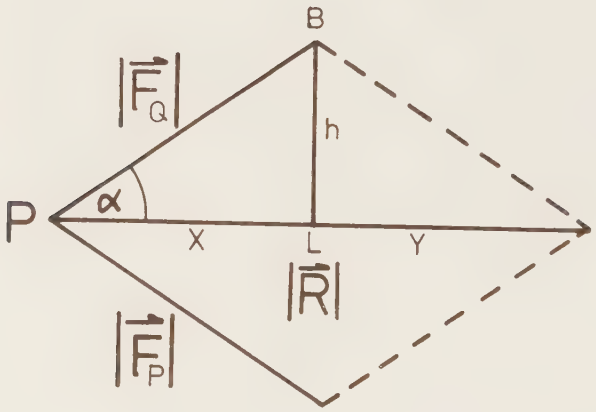


Abb. 10 : Geometrisches Modell zur Berechnung der Resultierenden R

mit : $|\vec{F}_Q|$ = Betrag der Quadricepskraft

$|\vec{F}_P|$ = Betrag der Kraft am Ligamentum patellae

= Hälfte des Winkels zwischen $|\vec{F}_Q|$ und $|\vec{F}_P|$

h = Lot von Punkt B auf die Resultierende R

x = Hälfte der Resultierenden R

y = Hälfte der Resultierenden R

P = Patella

L = Schnittpunkt des Lotes h mit der Resultierenden R

$|\vec{R}|$ = Betrag der Resultierenden aus $\vec{F}_Q$ und $\vec{F}_P$

Da es sich beim Dreieck PLB um ein rechtwinkeliges Dreieck handelt, gilt hier der Satz von PYTHAGORAS:

$$\left|\overrightarrow{F_Q}\right|^2 = x^2 + h^2 \qquad (2)$$

und ferner:

$$\sin \alpha = \frac{h}{\left|\overrightarrow{F_Q}\right|}$$

und damit:

$$h = \left|\overrightarrow{F_Q}\right| \cdot \sin \alpha \qquad (3)$$

Da außerdem gilt:

$$R = x + y \quad \text{mit} \quad x = y \qquad (4)$$

folgt demnach für die retropatellare Anpreßkraft:

$$\left|\overrightarrow{R}\right| = 2 \cdot \left|\overrightarrow{F_Q}\right| \cdot \cos \alpha \qquad (5)$$

2.3.5) In der vorliegenden Versuchsanordnung wird die vom M. quadriceps aufgebrachte Kraft parallel zum Boden im Punkt F gemessen. F ist dabei ein Punkt, der auf dem Lot, gefällt von der Kniegelenksdrehachse auf die Fußsohle, liegt. Bei senkrechtem Unter-

schenkel liegt F direkt unter der Kniegelenksdrehachse D; bei nach vorne aus der Vertikalen heraus bewegtem Unterschenkel (im Sinne einer Streckung des Kniegelenkes) gelten folgende geometrischen Beziehungen (vgl. Abb. 11)

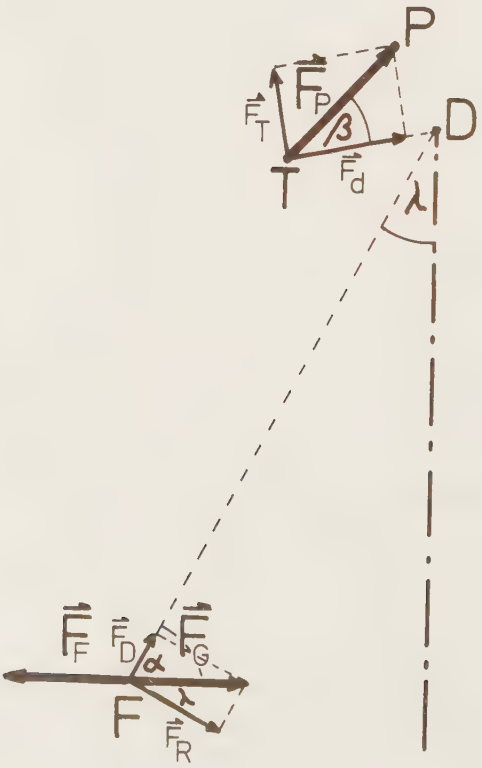


Abb. 11 : Geometrische Beziehung der bei der Beinstreckung am Probanden und am Meßsystem auftretenden Kräfte

mit : F = Meßpunkt am Fuß
D = Kniegelenksdrehachse
T = Tuberositas tibiae
P = Patella
$\overline{DT}$ = Strecke zwischen Tuberositas tibiae und Kniegelenksdrehachse
$\overline{DF}$ = Strecke zwischen Kniegelenksdrehachse und Meßpunkt am Fuß
λ = Winkel zwischen Unterschenkellängsachse und Vertikaler
α = Winkel zwischen Unterschenkellängsachse und Horizontaler
ß = Winkel zwischen Ligamentum pateallae und der Strecke $\overline{DT}$
$\vec{F}_x$ = im System wirksam werdende Kräfte (vgl. Text).

Da das System auch bei Kraftentwickelung des M. quadriceps gemäß der Versuchsanordnung in Ruhe bleibt, muß der Kraft $\vec{F}_F$ eine gleich große, aber entgegengesetzt gerichtete Kraft $\vec{F}_G$ gegenüber stehen, die vom Meßsystem erfaßt wird. Die Kraft $\vec{F}_F$ kann nun zerlegt werden in eine Kraft $\vec{F}_D$, die durch den Drehpunkt D verläuft und somit als Druckkraft im Kniegelenk wirksam wird, und in eine zu $\vec{F}_D$ senkrecht stehende Kraft $\vec{F}_R$, die der Tangentialkraft entspricht und somit für die jeweilige Unterschenkelstellung die Vorwärtsbewegung des Unterschenkels, also die Streckung im Knie-

gelenk, verursachen würde, wäre dies nicht durch die Versuchsanordnung unmöglich.
Für den Betrag der Kraft $\overrightarrow{F_R}$ gilt:

$$\cos \lambda = \frac{\left|\overrightarrow{F_R}\right|}{\left|\overrightarrow{F_G}\right|}$$

und somit:

$$\left|\overrightarrow{F_R}\right| = \left|\overrightarrow{F_G}\right| \cdot \cos \lambda \qquad (6)$$

mit:

$$\left|\overrightarrow{F_G}\right| = \left|\overrightarrow{F_F}\right| \qquad (7)$$

Analoge Überlegungen sind nun am Kniegelenk möglich. Die vom M. quadriceps erzeugte Kraft wirkt in Richtung Ligamentum patellae auf die Tuberositas ein (T). Diese Kraft $\overrightarrow{F_P}$ kann nun wiederum zerlegt werden in eine Kraft $\overrightarrow{F_d}$ durch die Kniegelenksdrehachse D und in die dazugehörige Tangentialkraft $\overrightarrow{F_T}$, die die Bewegung der Tuberositas tibiae und somit des Unterschenkels ermöglichen würde (vgl. Abb. 11).

Entsprechend der Kraft $\overrightarrow{F_R}$ am Meßpunkt F ergibt sich für die Kraft $\overrightarrow{F_T}$ am Punkt T:

$$\sin \beta = \frac{\left|\overrightarrow{F_T}\right|}{\left|\overrightarrow{F_P}\right|}$$

und somit:

$$\left|\overrightarrow{F_T}\right| = \left|\overrightarrow{F_P}\right| \cdot \sin \beta \qquad (8)$$

mit:

ß = Winkel zwischen Ligamentum patellae und der Strecke $\overline{DT}$

Um den vorausgesetzen Ruhebedingungen gerecht zu werden, muß für die an T und F angreifenden Kräfte zur Verhinderung einer Bewegung um die Kniegelenksdrehachse D gemäß den Hebelgesetzen gelten:

$$\left|\overrightarrow{F_G}\right| \cdot \cos\lambda \cdot \overline{DF} = \left|\overrightarrow{F_P}\right| \cdot \sin \beta \cdot \overline{DT} \qquad (9)$$

Für die Kraft $\overrightarrow{F_P}$ ergibt sich somit:

$$\left|\overrightarrow{F_P}\right| = \frac{\overline{DF}}{\overline{DT}} \cdot \frac{\cos \lambda}{\sin \beta} \cdot \left|\overrightarrow{F_G}\right| \qquad (10)$$

Gültigkeitsbereich der Gleichung (10):

$DT \neq 0$: Immer erfüllt, da Tuberositas tibiae und Kniegelenksdrehachse nie zusammenfallen können

$\sin \beta \neq 0$: Gegeben, wenn $\beta \neq 0$ und somit immer erfüllt, da die Patella mit T und D nie auf einer Geraden liegen kann.

Bestimmung des Winkels β (vgl. Abb. 12).

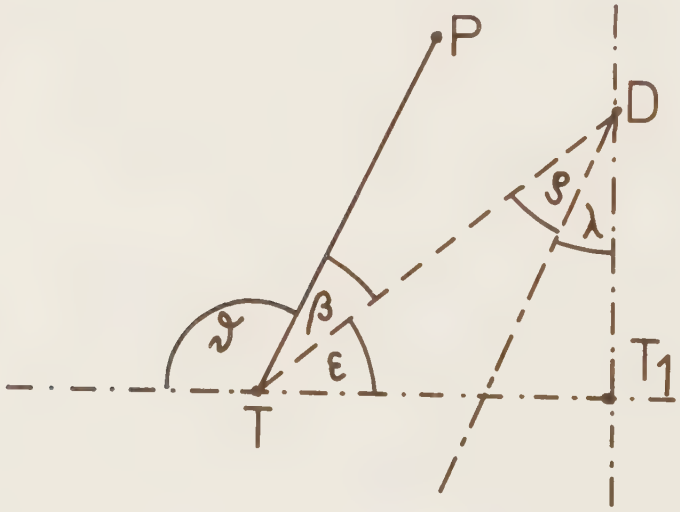


Abb. 12 : Geometrische Beziehungen zur Bestimmung des Winkels β

mit:
- P = Patella
- T = Tuberositas tibiae
- D = Kniegelenksdrehachse
- T_1 = Schnittpunkt der Horizontalen durch T mit der Vertikalen durch D

ϑ = Winkel zwischen Ligamentum patellae und Horizontaler

ε = Winkel zwischen der Strecke $\overline{DT}$ und der Strecke $\overline{TT_1}$

β = Winkel zwischen der Strecke $\overline{DT}$ und dem Ligamentum patellae

λ = Winkel zwischen Unterschenkellängsachse und Vertikaler

φ = Winkel zwischen Unterschenkellängsachse und der Strecke $\overline{DT}$

Hier gilt nun:

$$\vartheta + \beta + \varepsilon = 180°$$

und somit:

$$\beta = 180° - \vartheta - \varepsilon \qquad (11)$$

Bestimmung des Winkels ε (vgl. Abb. 12):

Der Winkel φ ist für jeden Probanden ein individueller, aber konstanter Wert und liegt zwischen den Strecken $\overline{DT}$ und $\overline{DF}$.
λ hat den bekannten Betrag, um den die Unterschenkellängsachse aus der Vertikalen abweicht.

Im Dreieck DTT_1 gilt:

$$\varepsilon = 90° - (\varphi + \lambda) \qquad (12)$$

wobei der sich für ε ergebende Wert unabhängig von

der Stellung des Oberschenkels ist.

Bestimmung des Winkels ϑ (vgl. Abb. 12)

Der Winkel ϑ ändert sich in Abhängigkeit von der Ober- und Unterschenkelstellung, da die Lage der Patella und somit die Verlaufsrichtung des Ligamentum patellae davon unmittelbar abhängen. Bestimmungen aus Röntgenbildern von Leichenknien mit gekennzeichneten Kreuzbändern haben unter Verwendung der Theorie nach MENSCHIK (45, 46) (Kniegelenksdrehachse liegt im Kreuzungspunkt der Kreuzbänder) ergeben, daß man annähernd davon ausgehen kann, daß sich die Tuberositas auf einem Kreis um die Kniegelenksdrehachse bewegt. Die graphische Darstellung des Winkels ϑ als Funktion der Kniegelenksstellung ergibt parallele Geraden, deren Lage davon abhängt, ob der Oberschenkel gemäß der Versuchsanordnung in der Horizontalen liegt oder nach oben bzw. nach unten von ihr abweicht. Somit kann der Betrag für ϑ für jeden Probanden ermittelt werden, wenn zwei Werte für ϑ mit Hilfe von seitlichen Röntgenaufnahmen bekannt sind.

Die Bestimmung von D:

Zwei seitliche Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes eines Probanden bei 90° und 30° Beugung werden so übereinander gelegt, daß die Oberschenkelknochen zur Deckung kommen. Aus dieser Projektion läßt sich ein Punkt T, der der Tuberositas tibiae entspricht, für 90° und 30° bestimmen. Gleichzeitig wird ein zweiter Punkt S, ebenfalls für 90° und 30°, an der Tibiaplateauvorderkante festgelegt. Die Mittelsenkrechten von S für 90° und 30° (aa') sowie von T für 90° und 30° (bb') schneiden sich im Mittelpunkt D des Kreises, auf dem sich die Punkte S und T, also die Tibia, um den Femur bewegen (vgl. Abb. 13).

Bestimmung der Strecke $\overline{DT}$:

Die Strecke $\overline{DT}$ ist die Verbindung zwischen Tuberositas tibiae und der Kniegelenksdrehachse D. Ihr Betrag ist unabhängig von der Ober- und Unterschenkelstellung und muß ebenso wie der Winkel φ unter Zuhilfenahme von Röntgenaufnahmen geometrisch bestimmt werden.

Bestimmung der Strecke $\overline{DF}$:

Die Strecke $\overline{DF}$ ist definiert als Höhe zwischen Meßstrecke und Tuberositas tibiae zuzüglich dem Abstand des Punktes T_1 von der Drehachse D. T_1

ist der Schnittpunkt der Horizontalen von T auf das Lot aus D. (vgl. dazu Abb. 12).

Bestimmung des Winkels φ (vgl. Abb. 12)

Der Winkel φ liegt zwischen den Strecken $\overline{DT}$ und $\overline{DF}$ (entsprechend der Unterschenkellängsachse). Er wird als konstanter Winkel aus seitlichen Röntgenaufnahmen bestimmt.

2.4.) Berechnungsbeispiel

Versuchsperson : D.N.
Versuchsreihe : 1 (horizontaler Oberschenkel)
Kniewinkel : 90°

$$\left|\overrightarrow{F_P}\right| = \frac{\overline{DF}}{\overline{DT}} \cdot \frac{\cos \lambda}{\sin \beta} \cdot \left|\overrightarrow{F_a}\right|$$

a) $\overline{DF}$ = 41,1 cm (vgl. S. 53)
aa) Fußsohle - Tuberositas tibiae T : 45,0 cm
ab) T_1 - Drehachse D : 6,1 cm
(vgl. Abb. 13)
ac) Fußsohle - Meßstrecke : 10,0 cm

b) $\overline{DT}$ = 6,8 cm
(vgl. S. 53 und Abb. 13)

c) $\cos \lambda = 1$, da $\lambda = 0°$

d)) sin ß = 0,47
(vgl. S. 50 ff.)

da) $\varphi = 30°$ und $\vartheta = 92°$
(vgl. Abb. 13 und 14)
db) $\varepsilon = 90° - \varphi - \lambda$
$= 90° - 30° - 0°$
$= 60°$

dc) $\beta = 180° - \vartheta - \varepsilon$

$= 180° - 92° - 60°$

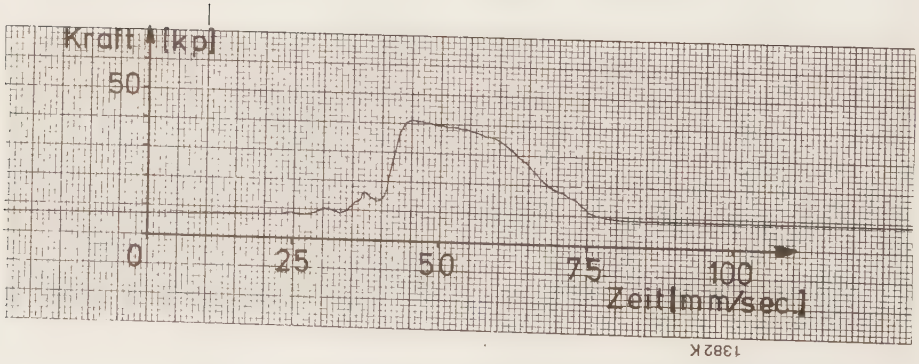
$= 28°$

e) $\left|\overrightarrow{F_a}\right| = 32$ kp

(vgl. Abb. 15)

f) $\left|\overrightarrow{F_p}\right| = \frac{41{,}1 \text{ cm}}{6{,}8 \text{ cm}} \cdot \frac{1}{0{,}47} \cdot 32 \text{ kp}$

$\left|\overrightarrow{F_p}\right| = 409$ kp



Originalkurve zum Berechnungsbeispiel

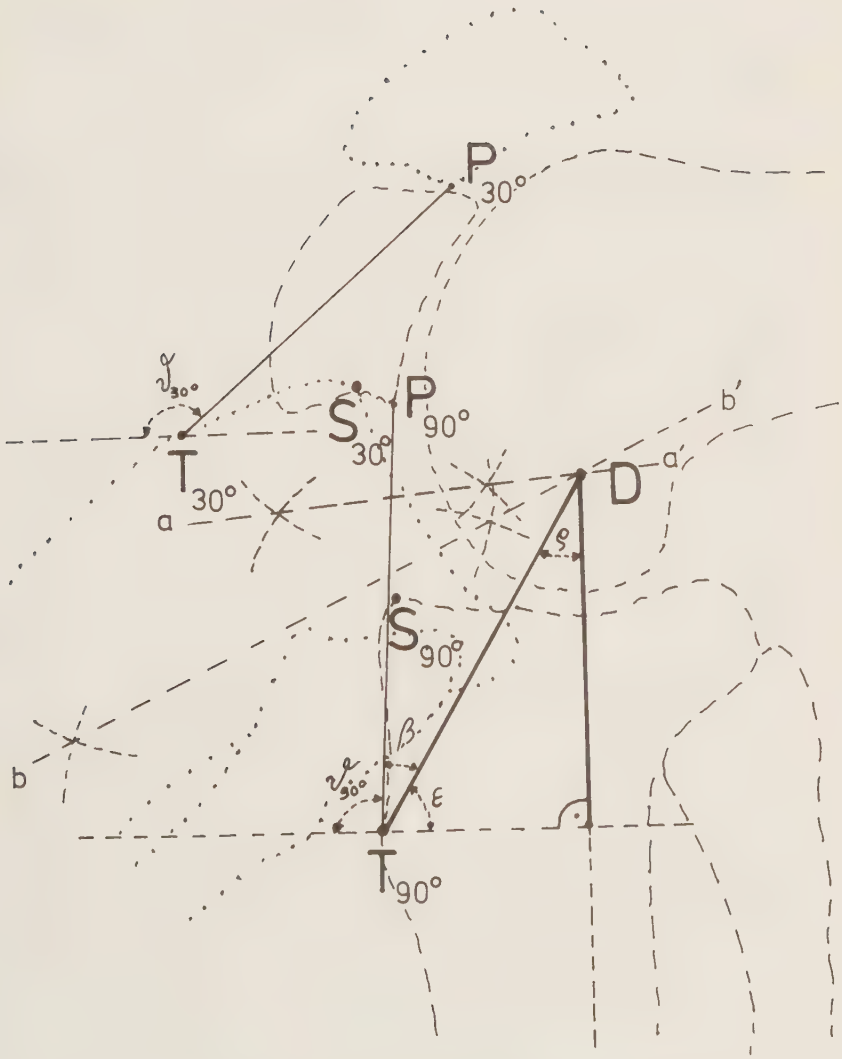


Abb. 13 : Bestimmung relevanter Punkte, Strecken und Winkel aus Röntgenaufnahmen bei 90° und 30° (vgl. Kapitel IV / 2.3)

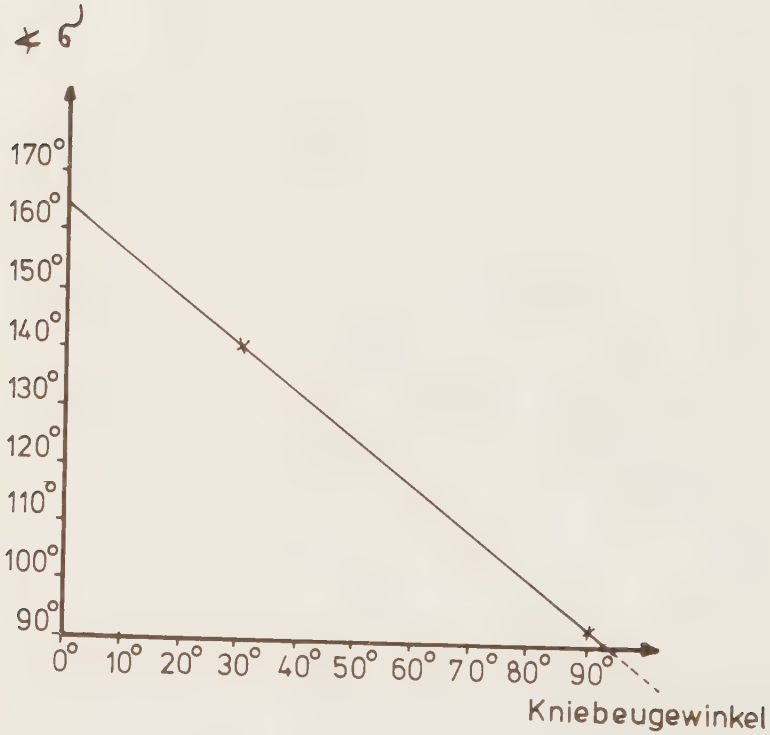


Abb. 14 : Diagramm zur Bestimmung des Winkels δ
(vgl. Kapitel IV / 2.3)

V) Der Umwickelungseffekt

Unter Umwickelungseffekt versteht man die Reduktion der auf die Patella durch die Quadricepsanspannung einwirkenden Anpreßkraft durch direkte Kraftableitung über die Quadricepssehne auf den Femur. Gemäß BANDI (6) wird dieser Effekt ab circa 40° bis 50° Kniebeugung wirksam, wogegen nach anderen Autoren (19, 22, 28, 29, 32) keine Entlastung der Patella über die breitflächig am Oberschenkelknochen aufliegende Quadricepssehne bei einer Flexion im Kniegelenk unter 90° stattfindet. Da er aber für die Ermittlung der Quadricepskraft ohnehin belanglos ist, kann er unberücksichtigt bleiben.

VI) Der Versuch

1) Vorbemerkung

Der M. quadriceps ist der alleinige Strecker im Kniegelenk. Erfaßt man die Kraft, mit der der Unterschenkel nach vorne bewegt wird, also das Kniegelenk gestreckt wird, so erhält man durch die Umrechnung der gemessenen Kraft über Hebelarme und geometrischen Beziehungen die vom M. quadriceps entwickelte Kraft.

2) Versuchsanordnung

Die Versuchsperson sitzt auf einem Stuhl (vgl. Abb. 16) mit fester aber verstellbarer Rückenlehne. Um den Hüftwinkel konstant zu halten, wird der Oberkörper an der Lehne festgeschnallt. Der Sitz ist über eine Kurbel und über einen Seilzug nach oben und unten zu verstellen und in der gewünschten Position zu arretieren. Zum Ausgleich der unterschiedlichen Oberschenkellängen der einzelnen Probanden ist er zudem nach vorne und hinten verschiebbar.

Unter der Kniekehle der Versuchsperson läuft eine mit dem Rahmen fest verbundene horizontale Stange, die zum einen der Fixation des Sitzes, zum anderen der reibungslosen Aufhängung der Fußhalterung dient.

Für diese Aufhängung wurde eine rechteckige Konstruktion gewählt die an den Seitenteilen gemäß den Unterschenkellängen zu verstellen ist. Auf dem zu der unter den Kniekehlen verlaufenden Stange parallelen Teil sind zwei verschiebbare Halterungen angebracht. Der Abstand voneinander ist bestimmt durch den Knieabstand der möglichst bequem sitzenden Versuchsperson. Die Fußraster sind beidseits auf Feingewinden zum Ausgleich eventuell auftretender Unterschenkellängendifferenzen fixiert.

Diese Fußraster bestehen aus einer 90°-Winkelplatte, auf der ein Schuh aus unelastischem Material auf-

gebracht ist. Er ist nach vorne offen und somit für alle Schuhgrößen im üblichen Rahmen verwendbar. Um einen Druckschmerz zu vermeiden und um die Haftreibung zu erhöhen, wurde er mit einem in der Orthopädiemechanik verwendeten Vlies ausgelegt. Der Fuß des Probanden wird in diesem Schuh unter einem Winkel von 0° nach der Neutral - Null - Methode, der, bedingt durch diese Konstruktion, durch alle Messungen hindurch konstant bleibt, so festgeschnallt, daß in keiner Richtung Bewegungsspielraum bleibt.

Mit dem vertikalen Teil der Winkelplatten wurde beidseits eine am Fixationspunkt bewegliche Stange verbunden, in die das Meßsystem fest verankert ist. Um diese Meßstrecke durch alle eingestellten Kniewinkel horizontal zu halten, wurde für ihre rückwärtige Fixation eine der Unterschenkelvorrichtung analoge Konstruktion angefertigt. Auch hier können die Seitenteile gemäß der Unterschenkellänge verstellt werden. Auf der Querstange sind ebenfalls verstellbare Halterungen angebracht, die entsprechend dem Knieabstand einzustellen sind, um Scherkräfte auf das Meßsystem durch die Aufhängung zu vermeiden. Zum Ausgleich einer Beinlängendifferenz sind die darauf fixierten Teile für die bewegliche Aufhängung der Meßrohre ebenfalls mit einem Feingewinde ausgestattet. Zur Kontrolle des horizontalen Verlaufes sind auf den beiden Meßstrecken Libellen angebracht worden.

Bei der Einstellung des Kniewinkels bewegen sich beide Systeme synchron, die Meßstrecken der Meßsysteme bleiben unverändert parallel dem Boden (vgl. Abb. 16).

Verwendet wurden Wägezellen für Zug- und Druckbelastung der Firma Hottinger und Baldwin vom Typ U 2/200 kp (DMS - Meßsystem, 350 Ohm) mit einer Nennlast von 200 kp, einer Grenzlast von 150% und einer Bruchlast von über 300% bezogen auf die Nennlast. Der zusammengesetzte Meßfehler (Kennwerttoleranz und Temperaturdrift) beträgt unter $\pm$ 0,2% der Nennlast.
Die Meßdosen waren über einen KWS 3020 B Gleichspannungsverstärker desselben Herstellers an einen MBB Vier - Kanal - Schreiber angeschlossen.

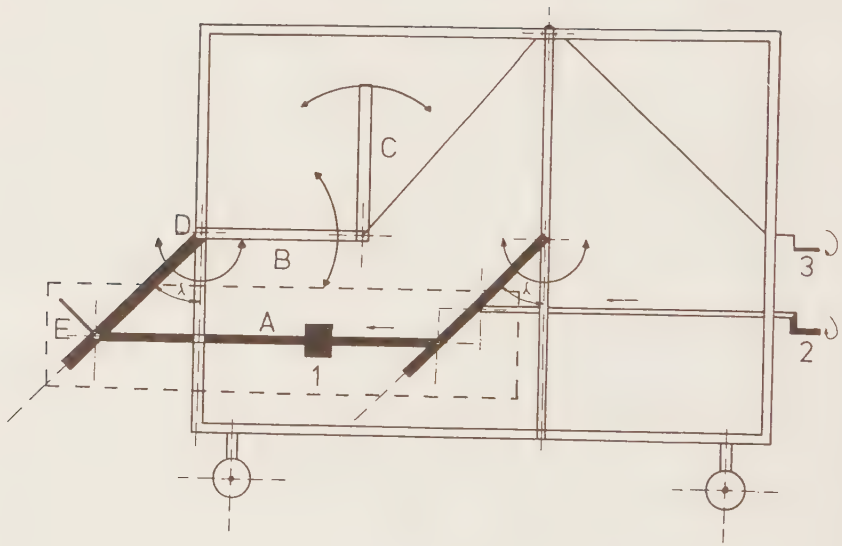


Abb. 16 : Der Meßstuhl

1) Meßdose zur Messung der Kraft $\overrightarrow{F_G}$ (vgl. Abb. 8)
2) Verstellvorrichtung zum Einrichten des Kniebeugewinkels
3) Verstellvorrichtung zum Einrichten der Oberschenkelstellung

A) Meßstrecke zur Erfassung der durch den M. quadriceps ausgeübten Kraft
B) Höhenverstellbarer Sitzplatz
C) Verstellbare Rückenlehne
D) Aufhängung der Fußhalterung
E) Fußraster
λ) Abweichung aus der Vertikalen

3) Versuchsaufbau

Die Versuchsperson wurde in der beschriebenen Weise fixiert, wobei der Sitz in der ersten Meßreihe horizontal war, in der zweiten um 20° nach oben und in der dritten um 20° nach unten verstellt wurde. Der Hüftwinkel betrug durch alle Messungen konstant 90°, der Winkel im Sprunggelenk konstant 0° (nach Neutral - Null - Methode).

Die Versuchsperson wurde nun aufgefordert, ohne Abstützung mit den Armen mit der ihr größtmöglichen Kraft das Bein zu strecken; bei subjektivem Erreichen der Maximalkraft sollte sie wieder entspannen. Nach kurzer Erholungspause wurde der Proband gebeten, nochmals mit maximaler Kraft den Unterschenkel nach vorne zu bewegen. Da eine reale Bewegung durch die starre Verbindung der Versuchsperson mit dem Meßsystem nicht möglich ist, wird die auftretende Zugkraft von den Meßdosen registriert und über den Meßverstärker auf den Schreiber übertragen.

Vor Versuchsbeginn wurden jedem Probanden einige Versuche erlaubt, da sich in Vorversuchen gezeigt hatte, daß die Vorstellung und die Ausführung der geforderten Bewegung einem gewissen Trainingseffekt unterliegen.

In der ersten Versuchsreihe wurde nun bei horizontalem Sitz die Kraftentwicklung über einen Kniewinkel von 30° bis 90° ermittelt, wobei in Abständen von 10° vorgegangen wurde. Zur Kontrolle wurden - wie bereits erwähnt - bei jedem Kniewinkel die Messungen doppelt, bei stark voneinander abweichenden Resultaten dreifach durchgeführt, wobei die Versuchsperson vor dem dritten Versuch motivierend aufgefordert wurde, wirklich mit voller Kraft zu arbeiten. Es zeigte sich dabei, daß die entwickelte Kraft zum Teil konzentrationsabhängig war.

In gleicher Weise wurden die Kräfte bei um 20° nach oben verstelltem Sitz über Kniewinkel von 10° bis 70° und bei um 20° nach unten verstelltem Sitz über Kniewinkel von 50° bis 110° ermittelt.

VIII) Ergebnisse

Insgesamt wurden elf Probanden untersucht. Bei ihrer Auswahl achtete man bewußt darauf, daß sowohl Versuchspersonen mit geringer körperlicher Aktivität als auch solche, die voll austrainiert waren, in das Untersuchungsprogramm aufgenommen wurden. Tabelle 1 zeigt eine Zusammenstellung wichtiger Daten des Probandengutes.

	Geschlecht	Alter	Größe	Gewicht	Verletzungen	Sportarten
D.M.	männlich	30	172	66	Achillessehnen-ruptur rechts	Sportstudent
D.N.	männlich	35	186	84	keine	Skilauf, Fall-schirmspringen
F.M.	männlich	28	173	83	keine	Eishockey, Tennis
K.M.	männlich	26	172	76	keine	Radfahren, Fußball
K.S.	weiblich	26	170	65	keine	Skilauf, Tennis Volleyball
K.U.	weiblich	31	158	56	keine	keine
M.W.	männlich	35	186	82	keine	keine
P.J.	männlich	38	184	84	keine	Tennis, Segeln, Langlauf
R.A.	männlich	31	180	70	keine	Schwimmen
R.K.	männlich	31	173	65	keine	Bergsteigen
S.T.	männlich	33	181	80	Knie links, Innenbandruptur	Profi-Eishockey Squash, Radfahren

Tab. 1 : Zusammenstellung wichtiger Probandendaten

Es lagen keinerlei chronische oder akute Verletzungen an der unteren Extremität vor. Allerdings gaben zwei Probanden eine operativ versorgte, zum Untersuchungszeitpunkt jedoch vollständig ausgeheilte Verletzung an; der eine hatte eine Ruptur der Achillessehne, der andere eine Ruptur des Innenbandes am Kniegelenk erlitten.

1) Quadricepskraft bei horizontalem Oberschenkel

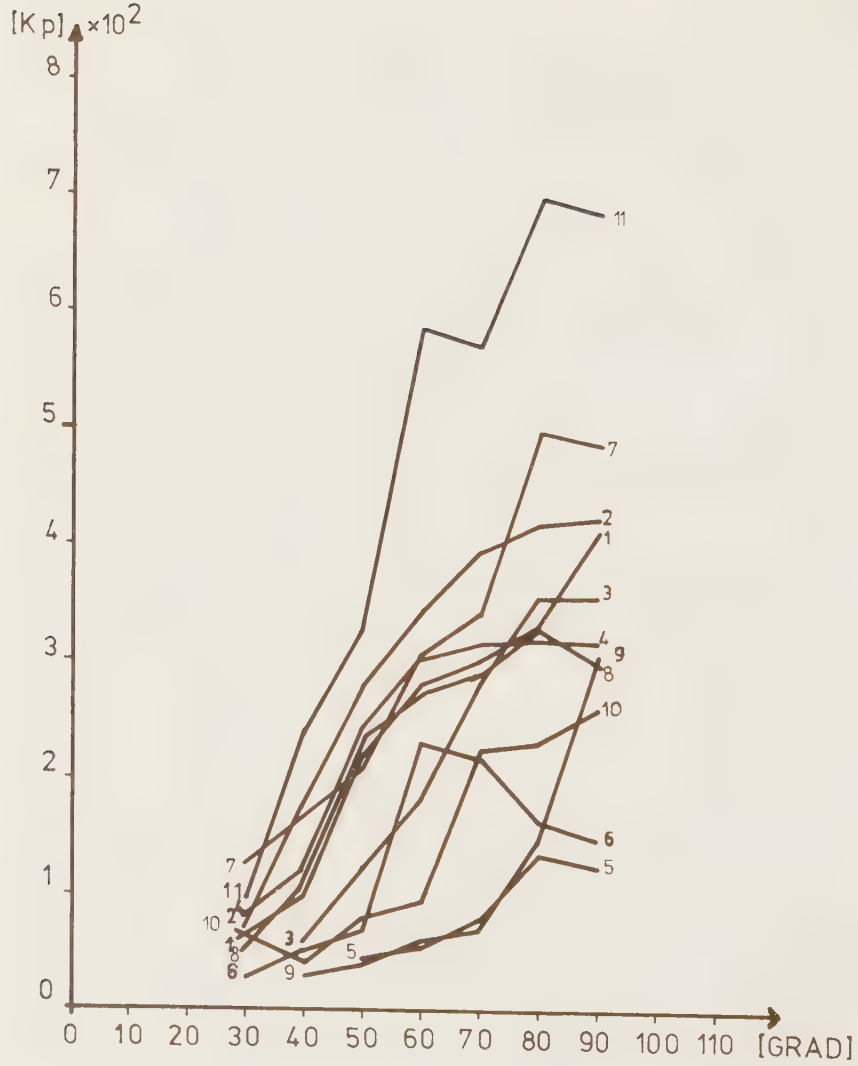
Die unten stehende Übersicht (Tab. 2) gibt die von den Versuchspersonen erreichten Quadricepskräfte für das jeweils stärkere und schwächere Bein wieder.

Gemessen wurde in dieser Versuchsreihe bei horizontalem Oberschenkel über die durch die Meßmethode limitierten möglichen Kniewinkel von 30° bis 90° (nach Neutral - Null - Methode), der Winkel in Hüft- und Sprunggelenk betrug konstant 90° bzw. 0°.

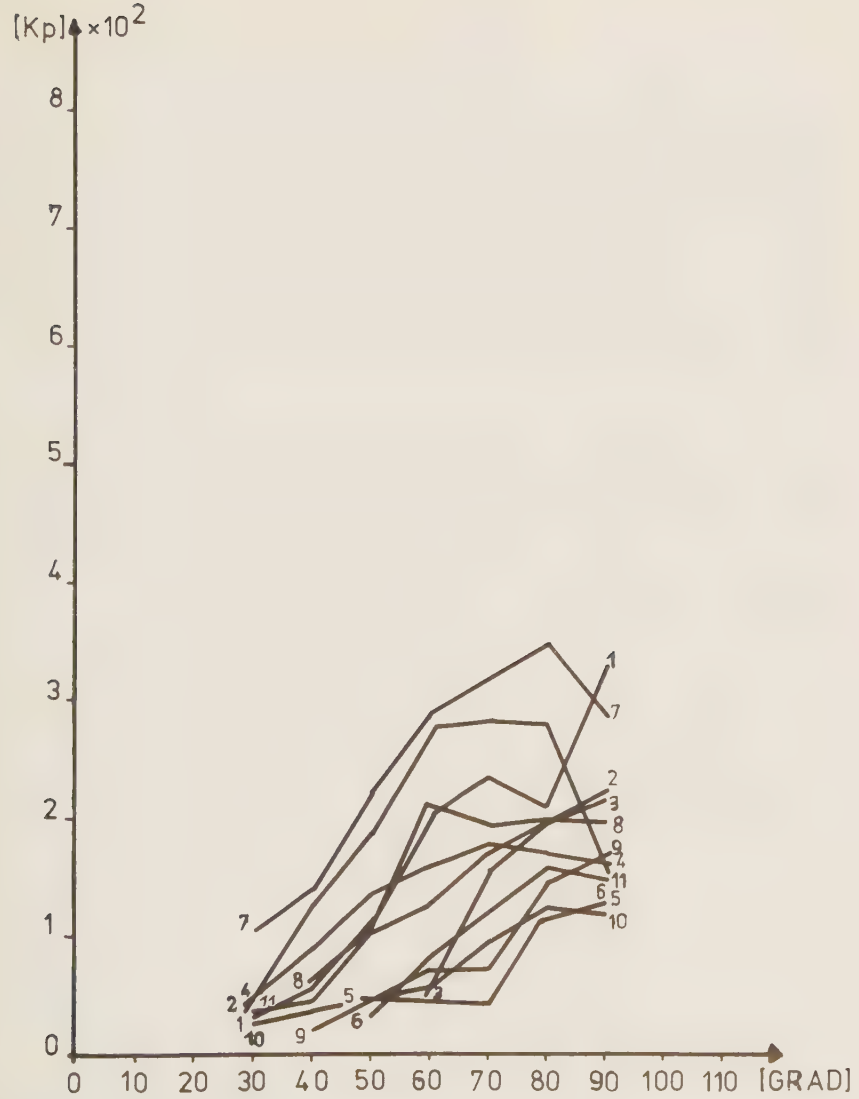
	Max.-Kraft links	Kniewinkel links	Max.-Kraft rechts	Kniewinkel rechts
S.T.	697	80°	285	70°
K.M.	496	80°	347	80°
K.S.	420	80°	224	80°
D.N.	409	90°	332	90°
P.J.	355	80°	222	80°
D.M.	327	80°	197	80°
P.K.	318	80°	176	80°
M.W.	309	90°	166	80°
R.A.	258	90°	126	80°
F.M.	228	70°	162	80°
K.U.	137	80°	125	80°

Tab. 2 : Maximal erreichte Kraft der einzelnen Probanden (in kp) in Abhängigkeit von der Beugestellung des Kniegelenkes bei horizontaler Oberschenkelstellung

Die nachfolgenden Graphiken (Graphik 1a, 1b) erlauben einen Überblick über die von den einzelnen Probanden aufgewandten inneren Quadricepskräfte in Abhängigkeit vom Beugegrad des Kniegelenkes.



Graphik 1a : Kraftkurvenverlauf in Abhängigkeit von der Kniewinkelstellung bei horizontalem Oberschenkel für das stärkere linke Bein



Graphik 1b : Kraftkurvenverlauf in Abhängigkeit von der Kniewinkelstellung bei horizontalem Oberschenkel für das schwächere rechte Bein

In der graphischen Darstellung der ermittelten Werte findet sich ein schneller Anstieg der möglichen Kraftentfaltung des M. quadriceps mit zunehmender Beugung. Das absolute Maximum der Quadricepskraft wird in dieser Meßreihe von den meisten Probanden bei 80° Kniebeugung erreicht. Gegen 90° sinkt der Wert der Quadricepskraft wieder ab oder bleibt konstant.

Bis hin zu mittleren Beugegraden ist der Kraftzuwachs des M. quadriceps relativ groß, um dann in einen langsameren Anstieg überzugehen. Die in dieser Versuchsreihe im Vergleich der einzelnen Probanden untereinander erreichte höchste Kraft von allen beträgt nahezu 700 kp und wurde von einem Profi - Eishockeyspieler erzielt.
Wie auch aus den Graphiken 1a und 1b ersichtlich, ergibt sich ein Unterschied zwischen linkem und rechtem Bein, der nach dem t-Test statistisch signifikant auf dem 2 %-Niveau ist (vgl. Tab. 8).

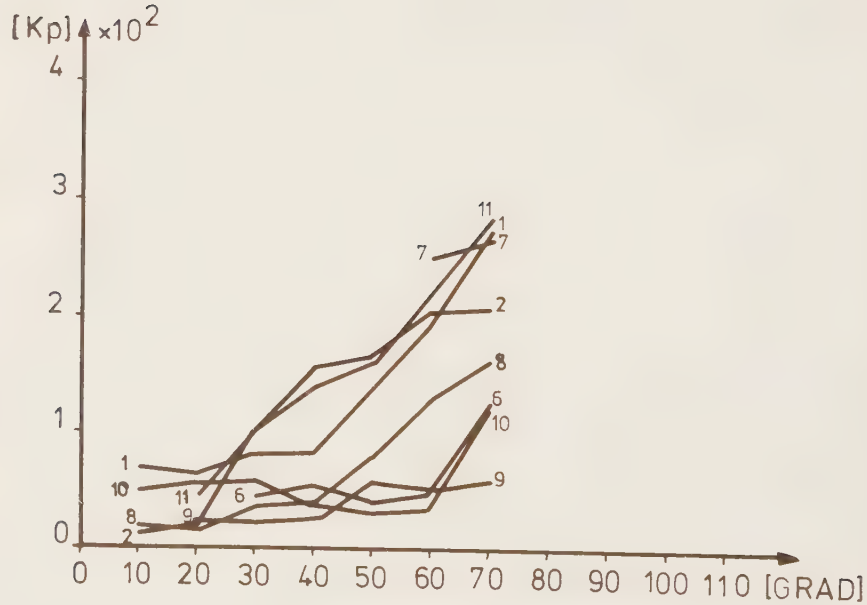
2) Quadricepskraft bei angehobenem Oberschenkel

Für die zweite Versuchsreihe standen dieselben elf Probanden zur Verfügung; der Sitz wurde nun angehoben, so daß die Femurachse 20° gegen die Horizontale nach oben geneigt war. Der Winkel in Hüft- und Sprunggelenk betrug unverändert 90° bzw. 0°.
Aufgrund der Versuchsanordnung sind hier, limitiert durch die Konstruktion des Meßstuhls, nur Messungen zwischen 10° und 70° möglich.

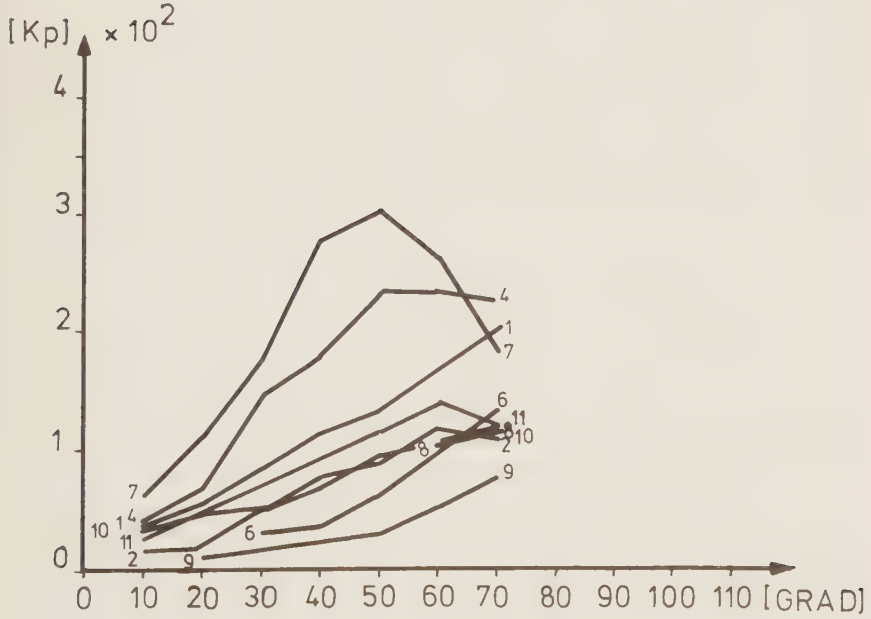
	Max.-Kraft links	Kniewinkel links	Max.-Kraft rechts	Kniewinkel rechts	$F_{V1} - F_{V2}$ links	$F_{V1} - F_{V2}$ rechts	Kniewinkel V1 - V2 links	Kniewinkel V1 - V2 rechts
D.N.	272	70°	204	70°	137	128	20°	20°
S.T.	270	70°	188	60°	427	97	10°	10°
K.M.	266	60°	307	50°	230	40	20°	30°
K.S.	205	70°	122	60°	215	102	20°	30°
D.M.	163	70°	122	70°	164	75	10°	10°
F.M.	128	70°	128	70°	100	34	0°	20°
R.A.	119	70°	119	70°	139	7	20°	10°
M.W.	63	50°	78	70°	246	88	40°	20°
R.K.	-	-	-	-	-	-	-	-
P.J.	-	-	-	-	-	-	-	-
K.U.	-	-	-	-	-	-	-	-

Tab. 3 : Maximalkraft (in kp), Kniewinkel der Maximalkraft und Maximalkrafts- und Kniewinkeldifferenzen zwischen Versuch 1 und Versuch 2
(F_{V1} = Maximalkraft Versuch 1 ; F_{V2} = Maximalkraft Versuch 2)
Anm.: Die Probanden R.K., P.J., K.U. konnten in dieser Versuchsreihe keine meßbaren Werte erzielen

Wie der erste Versuch zeigt auch dieser Versuchdurchgang, daß die Probanden über ein kräftigeres und ein weniger kräftigeres Bein verfügen. Im Gegensatz zur ersten Versuchsreihe weist hier der Unterschied keine statistische Signifikanz auf (vgl. Tab. 8).



Graphik 2a : Kraftkurvenverlauf in Abhängigkeit von der Kniewinkelstellung bei angehobenem Oberschenkel für das stärkere linke Bein



Graphik 2b : Kraftkurvenverlauf in Abhängigkeit von der Kniewinkelstellung bei angehobenem Oberschenkel für das schwächere rechte Bein

Die in diesem Versuch erreichten Maximalwerte (vgl. Tab. 3) der inneren Quadricepskraft zeigen wiederum eine deutliche Abhängigkeit vom Kniewinkel. Weiterhin zeigt sich eine ebenso deutliche Differenz zu der vom jeweiligen Probanden in der Meßreihe 1 erzielten Höchstkraft. Die andersgearteten Winkelverhältnisse führen zu Unterschieden in den Beugewinkeln bei den Quadricepskraft - Maxima; auch lassen sich bei adäquaten Kniebeugewinkeln die inneren Quadricepskräfte nicht vergleichen.

Die inneren Quadricepskräfte gestalten sich insgesamt etwas niedriger und steigen für die einzelnen Kniewinkel weniger schnell an. Stärkeres und schwächeres Bein weisen statistisch nicht signifikante Unterschiede bezüglich der Maximalkraft auf, sind in ihrem Kraftverhalten über die Kniebeugewinkel jedoch vergleichbar.

3) Quadricepskraft bei tiefgestelltem Oberschenkel

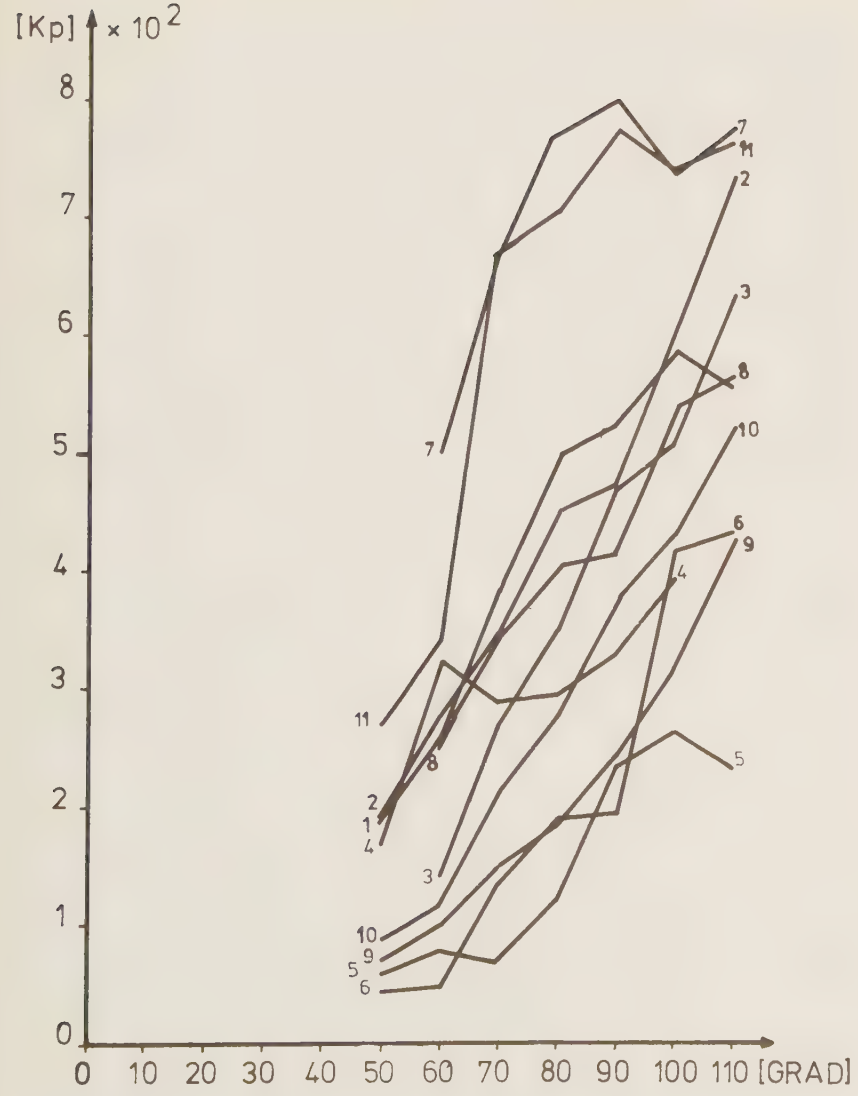
In der letzten Versuchsreihe wurde dann der Oberschenkel gegen die Horizontale um 20°, im Vergleich zum vorhergehenden Meßdurchgang also um insgesamt 40°, nach unten abgesenkt. Hüft- und Sprunggelenkswinkel blieben weiterhin unverändert bei 90° bzw. 0° (nach Neutral - Null - Methode).

Die in dieser Versuchsreihe erreichten Maximalwerte für die Quadricepskraft in Abhängigkeit vom Kniebeugewinkel sind wesentlich höher als bei den Versuchen 1 und 2. Damit ergibt sich auch eine Differenz zu der vom entsprechenden Probanden bei horizontaler Oberschenkelstellung erzielten Höchstkraft und ein Unterschied im Flexionsbereich des Kniegelenkes, bei dem im ersten und letzten Durchgang jeweils die höchste Kraft gemessen wurde. (Tab. 4 zeigt einen Überblick).

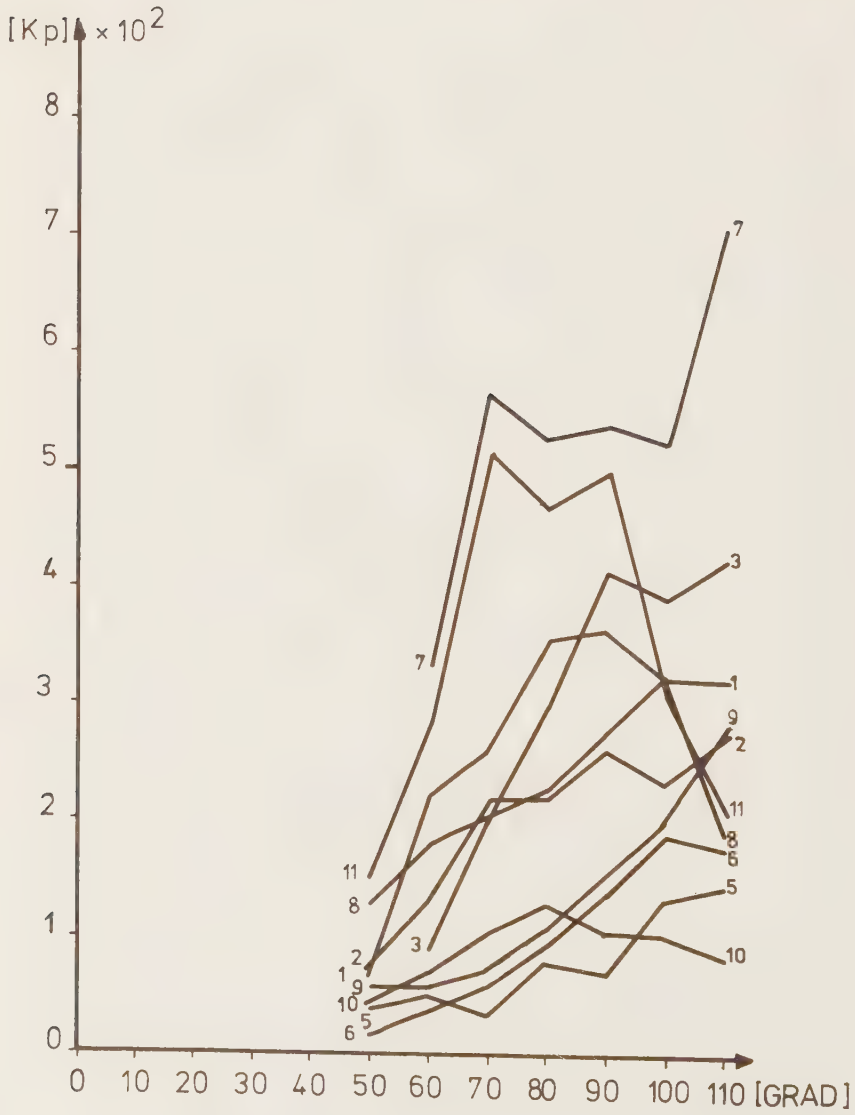
Die Differenz der Maximalkräfte zeigt im Vergleich mit der ersten Versuchsreihe (horizontaler Oberschenkel) für das linke Bein einen statistisch signifikanten Mittelwertsunterschied ($p < 0{,}01$), während sich für das rechte Bein keine statistische Signifikanz nachweisen läßt (vgl. Tab. 8).
Im Gegensatz dazu ergibt sich in Vergleich mit dem zweiten Meßdurchgang (angehobener Oberschenkel) sowohl für das linke ($p < 0{,}0001$), als auch für das rechte Bein ($p < 0{,}01$) ein statistisch signifikanter Mittelwertsunterschied (vgl. Tab. 8).

	Max.-Kraft links	Kniewinkel links	Max.-Kraft rechts	Kniewinkel rechts	$F_{V1} - F_{V3}$ links	$F_{V1} - F_{V3}$ rechts	Kniewinkel V1 - V3 links	Kniewinkel V1 - V3 rechts
K.M.	804	90°	704	110°	308	375	10°	30°
S.T.	780	90°	496	90°	883	211	10°	20°
K.S.	739	110°	277	110°	319	53	20°	20°
P.J.	638	110°	424	110°	283	202	20°	20°
D.N.	589	100°	360	90°	180	28	10°	0°
D.M.	568	110°	324	100°	241	127	30°	20°
R.A.	525	110°	130	80°	267	4	20°	10°
F.M.	435	110°	192	100°	207	30	40°	20°
M.W.	434	110°	279	110°	125	113	20°	20°
R.K.	396	100°	324	110°	78	148	20°	40°
K.U.	265	100°	147	110°	128	22	20°	20°

Tab. 4 : Maximalkraft (in kp), Kniewinkel der Maximalkraft und Maximalkrafts- und Kniewinkeldifferenz zwischen Versuch 1 und Versuch 3
(F_{V1} = Maximalkraft Versuch 1 ; F_{V3} = Maximalkraft Versuch 3)



Graphik 3a : Kraftkurvenverlauf in Abhängigkeit von der Kniewinkelstellung bei abgesenktem Oberschenkel für das stärkere linke Bein



Graphik 3b : Kraftkurvenverlauf in Abhängigkeit von der Kniewinkelstellung bei abgesenktem Oberschenkel für das schwächere rechte Bein

Die in den Graphiken 3a und 3b dargestellten Kraftkurven lassen deutlich den sehr schnellen Kraftgewinn des M. quadriceps vom hier kleinsten Beugewinkel mit 50° bis hin zu 100° bzw. 110° Flexion im Kniegelenk erkennen. Bei Erreichen des individuellen Höchstwertes vor 110° kommt es in allen Fällen zu einem deutlichen Kraftverlust. In dieser Körperstellung, also bei um 20° gegen die Horizontale abgesenkter Femurachse, werden im Vergleich der drei Versuchsreihen von allen Probanden die höchsten absoluten Maximalwerte der Quadricepskraft sowie auch die besten Leistungen für die einzelnen Kniewinkel erzielt. Auch hier bestätigt sich, daß die verschiedenen Probanden über eine an beiden Beinen funktionell unterschiedlich kräftige Quadricepsmuskulatur verfügen, die in diesem Fall eine statistische Signifikanz ($p < 0,01$) aufweist (vgl. Tab. 7).

Der Kraftzuwachs der Quadricepskraft durch das Absenken des Oberschenkels um 20° gegen die Horizontale beträgt im Mittel für beide Beine 36 %, der Gewinn im Vergleich zur zweiten Versuchsreihe dagegen für das stärkere Bein 253 %, für das schwächere Bein 126 %.

Die Ergebnisse lassen sich nun zusammenfassen:

Die ausgewählten Probanden entwickelten innere Quadricepskräfte, deren Höhe ihrer Sportanamnese entspricht. Ein Zusammenhang zwischen der von ihnen aufgebrachten Quadricepskraft und dem Umfang ihrer Oberschenkelmuskulatur konnte nicht ermittelt werden (vgl. Tab. 5, Tab. 6, Graphik 4); ebenso wenig fand sich eine Beziehung zwischen Quadricepskraft und anthropometrischen Merkmalen, wie z.B. der Beinlänge (vgl. Tab. 5, Tab. 6, Graphik 5).

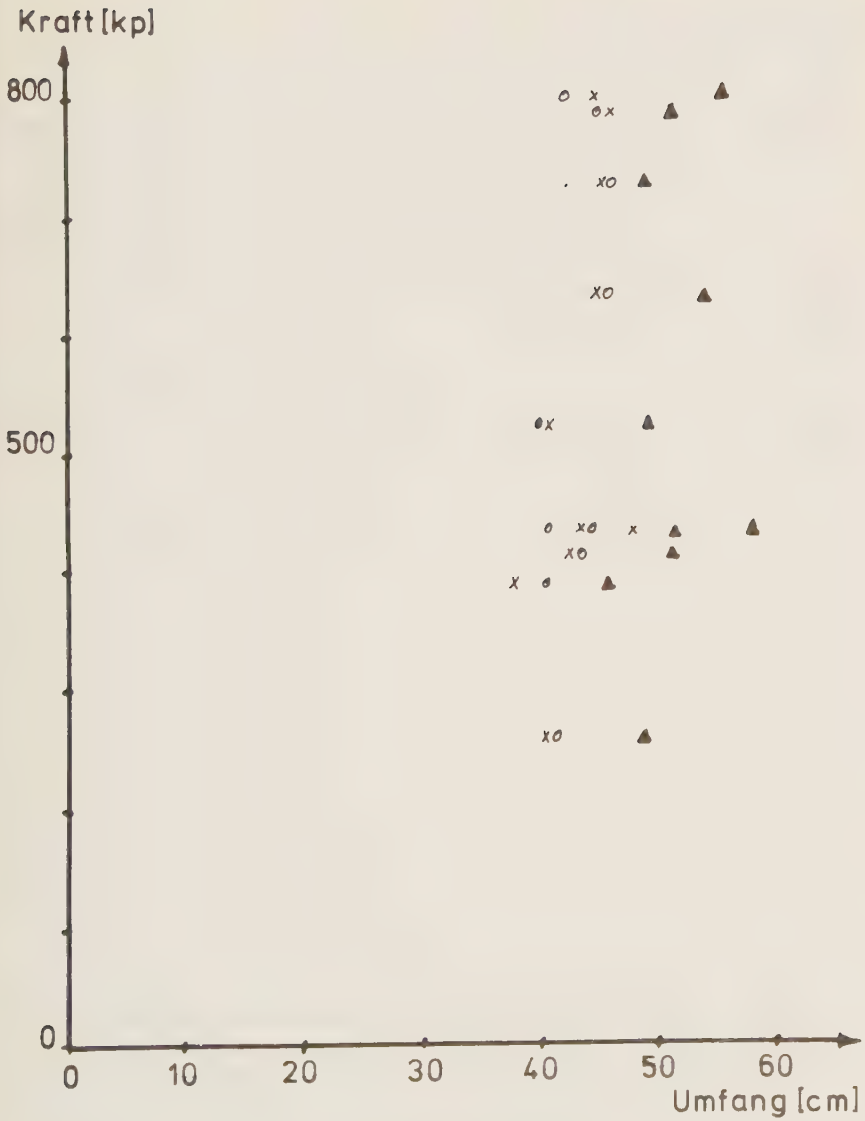
	Geschlecht	Ober-schenkel-umfang	Unter-schenkel-umfang	Ober-schenkel-länge	Unter-schenkel-länge
D.M.	männlich	42 / 52	36	43	42
D.N.	männlich	43 / 53	39	44	46
F.M.	männlich	48 / 58	40	41	42
K.M.	männlich	46 / 56	38	42	46
K.S.	weiblich	43 / 49	44	44	41
K.U.	weiblich	41 / 49	35	42	41
M.W.	männlich	43 / 52	41	43	46
P.J.	männlich	41 / 49	33	40	42
R.K.	männlich	38 / 46	35	41	41
S.T.	männlich	46 / 52	41	45	45

Tab. 5 : Anthropometrische Merkmale der Probanden (Umfang in cm, Länge in cm)
Der Oberschenkelumfang wurde in 10 und 20 cm Abstand, der Unterschenkelumfang in 15 cm Abstand vom Kniegelenksspalt gemessen.
Die Oberschenkellänge wurde als Abstand Gelenkspalt - Trochanter major, die Unterschenkellänge als Abstand Gelenkspalt - laterale Malleolenspitze bestimmt.

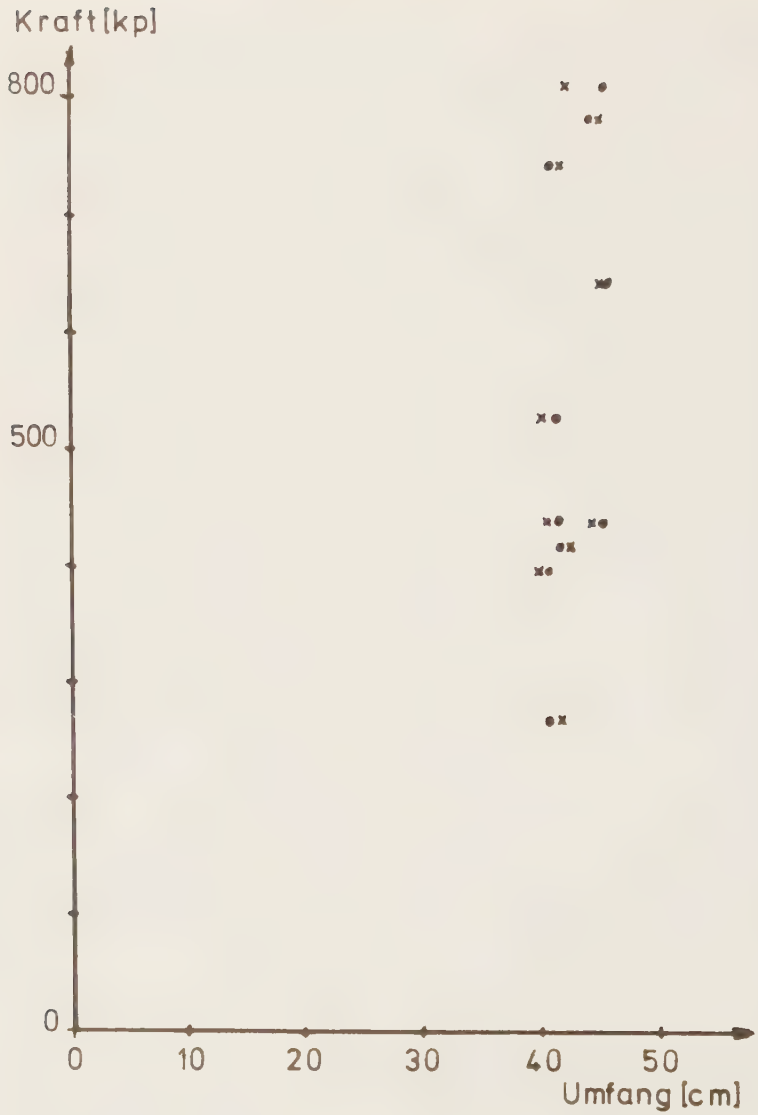
Versuch	Seite links	Seite rechts	Oberschenkelumfang 10 cm	Oberschenkelumfang 20 cm	Unterschenkelumfang	Oberschenkellänge	Unterschenkellänge
1	X		r = 0,39 p = 0,12	r = 0,16 p = 0,32	r = 0,49 p = 0,06	r = 0,55 p = 0,04	r = 0,51 p = 0,06
1		X	r = 0,43 p = 0,	r = 0,42 p = 0,1	r = 0,40 p = 0,11	r = 0,49 p = 0,06	r = 0,67 p = 0,01
2	X		r = 0,27 p = 0,26	r = 0,12 p = 0,39	r = 0,19 p = 0,33	r = 0,55 p = 0,08	r = 0,33 p = =,21
2		X	r = 0,41 p = 0,16	r = 0,43 p = 0,14	r = 0,07 p = 0,44	r = 0,12 p = 0,39	r = 0,52 p = 0,09
3	X		r = 0,49 p = 0,06	r = 0,31 p = 0,18	r = 0,49 p = 0,06	r = 0,52 p = 0,05	r = 0,46 p = 0,08
3		X	r = 0,41 p = 0,11	r = 0,40 p = 0,11	r = 0,23 p = 0,25	r = 0,36 p = 0,14	r = 0,63 p = 0,02

Tab. 6 : Abhängigkeit der entwickelten Maximalkraft von anthropometrischen Merkmalen im Pearson - Test

(r = Korrelationskoeffizient ; p = Irrtumswahrscheinlichkeit)



Graphik 4 : Zusammenhang zwischen der erzielten maximalen Quadricepskraft der einzelnen Probanden und ihrem Ober- und Unterschenkelumfang (x = 10 cm - Wert, ▲ = 20 cm - Wert des Oberschenkels, o = Unterschenkelwert)



Graphik 5 : Zusammenhang zwischen der entwickelten Maximalkraft und der Oberschenkel- (x) und Unterschenkellänge (o)

Eindeutigen Einfluß auf die aktive Kraftentwicklung der Quadricepsmuskulatur nimmt dagegen die Oberschenkelstellung; die größte Bedeutung kommt der eingenommenen Stellung im Kniegelenk zu. Die Ergebnisse zeigen, daß die höchste Quadricepskraft in einer Körperhaltung zu erreichen ist, bei der der Oberschenkel gegen die Horizontale abgesetzt wird und der Beugewinkel im Kniegelenk einen Wert von etwa 100° bis 110° erreicht. In dieser Position konnte ausnahmslos für alle Probanden der absolut größte Betrag ihrer inneren Quadricepskraft ermittelt werden.

V	$\bar{x}$		s		$s\bar{x}$		cv	
	links	rechts	links	rechts	links	rechts	links	rechts
1	359,45	214,73	148,69	76,95	44,83	23,20	41,37	35,84
2	185,75	158,50	79,93	72,34	28,26	25,57	43,03	45,64
3	561,18	332,45	171,35	165,87	51,66	50,01	30,53	49,89

Tab. 7 : Gegenüberstellung der Mittelwerte der Maximalkraft ($\bar{x}$), der Standardabweichungen (s), der Mittelwerte der Standardabweichungen ($s\bar{x}$) und der Variationskoeffizienten der Meßreihe 1 (bei h o r i z o n t a l e m Oberschenkel), Meßreihe 2 (bei a n g e h o b e n e m Oberschenkel) und Meßreihe 3 (bei a b g e s e n k t e m Oberschenkel)

Versuch	Seite		t	ny	p
	links	rechts			
1 : 2	X		3,28	17	< 0,01
1 : 3	X		2,95	22	< 0,01
2 : 3	X		6,38	16	< 0,0001
1 : 2		X	2,87	16	< 0,02
1 : 3		X	1,63	18	nicht signifikant
2 : 3		X	3,10	16	< 0,01
1 : 1	X	X	2,87	16	< 0,02
2 : 2	X	X	0,71	16	nicht signifikant
3 : 3	X	X	3,18	22	< 0,01

Tab. 8 : Ergebnis des t - Testes bei zweiseitiger Testung, wobei V1 der Meßreihe mit h o r i z o n t a l e m Oberschenkel, V2 der Meßreihe mit a n g e h o b e n e m Oberschenkel und V3 der Meßreihe mit a b g e s e n k t e m Oberschenkel entspricht.
(t = Testgröße ; ny = Freiheitsgrade ; p = Irrtumswahrscheinlichkeit)

Die statistische Auswertung erbringt für diese Versuchsreihe (Messung bei abgesenktem Oberschenkel) den höchsten Betrag der Mittelwerte (vgl. Tab. 7) und für das linke Bein im Vergleich mit Versuchsreihe 1 (horizontaler Oberschenkel) und 2 (angehobener Oberschenkel) jeweils einen statistisch signifikanten Mittelwertsunterschied (vgl. Tab. 8). Im Gegensatz zum stärkeren Bein ergeben sich für das schwächere rechte Bein nur signifikante Unterschiede im Vergleich von Versuch 1 (horizontaler Oberschenkel) mit 2 (angehobener Oberschenkel) mit einem Signifikanzniveau von $p < 0,02$ und im Vergleich von Versuch 2 mit 3 (abgesenkter Oberschenkel) mit $p < 0,01$. Die Meßreihen 1 und 3 liefern keinen statistisch signifikanten Mittelwertsunterschied der erzielten Maximalkräfte (Tab. 8).

Ein analoges Bild zum statistischen Signifikanzverhalten des rechten Beines ergibt der Vergleich der Maximalwerts- Mittelwerte innerhalb der einzelnen Meßreihen zwischen rechtem und linkem Bein. (Tab. 8).

VIII) Diskussion

1) Methode

Das bei den Versuchen verwendete System zeigt im Bereich seiner elektrischen Verstärkung die geringsten Fehlerabweichungen. Die Meßdosen vom Typ U 2 / 200 kp sind nach Herstellerangaben mit einem Meßfehler von unter 0,2 % behaftet. Der KWS 3020 B Gleichspannverstärker liegt mit seiner Driftung nach Aussage der Firma in einem Bereich weit unter 1 %.

Da hier nicht die Zeit bis zum Erreichen des Maximalwertes, sondern der Betrag dieser Kraft ausschlaggebend war, wurden die Probanden angehalten, ihr individuelles Maximum nicht ruckartig, sondern durch kontinuierliche Steigerung zu erzielen. Es handelt sich somit um relativ langsame Vorgänge, so daß nicht zu erwarten ist, daß durch die Aufzeichnung mit dem MBB Vier - Kanal - Schreiber 8204 eine wesentliche Verfälschung der von den Meßdosen an Verstärker und Aufzeichnungsgerät weitergeleiteten Werte zustande kommt. Man kann daher davon ausgehen, daß die Meßkette Dose - Verstärker - Schreiber höchstens einen Fehler bis zu 1 % liefert.

Ungenauigkeiten in der Meßmethode erwachsen dagegen aus Methode und Maschine. Wie in Kapitel VI be-

schrieben, muß die Meßvorrichtung für jeden Probanden entsprechend seiner anthropometrischen Merkmale jeweils neu einjustiert werden, was das Problem einer relativen Instabilität der Konstruktion in sich birgt. Trotz des sehr geringen Meßweges von 0,01 mm bei den Meßdosen ist durch die notwendigen Verstellvorrichtungen am Meßstuhl selbst keine absolute Stabilität, wobei wir dafür als Grenzwert für das Spiel 1,0 cm annehmen, erreichbar. Da zusätzlich die Materialkonstanten der Maschine nur schwer abzuschätzen oder genau zu berechnen sind, ist es mit der aufgezeigten Versuchsanordnung und den dabei benützten Gerätschaften nicht möglich, Aussagen zur Quadricepskraft in Abhängigkeit von Kniewinkel und Zeit zu machen. Unser Meßstuhl ist jedoch so konstruiert, daß die Endwerte, also die Maximalkräfte in Abhängigkeit vom Kniewinkel, reproduzierbare Meßdaten waren, deren Differenz unter 10% lag. Inwieweit diese 10% Differenz der Maschine oder dem Probanden anzulasten ist, muß offenbleiben. Man konnte nämlich immer wieder beobachten, daß die Versuchspersonen dann "Fehler" machten, wenn ihnen das Untersuchungsziel, d.h. die geforderte und von ihnen auszuführende Bewegung, nicht vollständig klar war. Zudem zeigte sich wiederholt, daß durch entsprechende Motivation zu höheren Leistungen angespornt werden konnte.

Unberücksichtigt müssen bei der Auswertung der

erzielten Ergebnisse auf jeden Fall die Leistungsreserven der einzelnen Versuchspersonen bleiben. Diese sind mit der hier verwendeten Versuchsanordnung nicht zu messen, da die Beurteilung, wann bei einer willkürlich zu entwickelnden Kraft der Höchstwert tatsächlich erreicht wird, der Subjektivität des Probanden unterworfen ist.

Die hier vorgestellte Meßmethode ist zwar relativ aufwendig, beim Vergleich mit Arbeiten anderer Autoren (1, 6, 14, 25, 36, 41, 50) kann man aber davon ausgehen, daß sie bezüglich der Maximalwerte zuverlässige Kraftbereiche liefert, deren Abweichung von der vom M. quadriceps tatsächlich erzeugten Kraft unter 12 % liegen dürfte, soweit es gelingt, Fehler, die sich aus dem Verhalten der Probanden ergeben, weitgehend oder gänzlich auszuschalten. Die durch die Psyche der Testperson bedingte Beeinflussung der Meßergebnisse kann nur erahnt werden, eine exakte Fehlerabschätzung ist auf diesem Gebiet jedoch noch unmöglich.

Aufgrund der nur bedingt genauen Bestimmung der anthropometrischen Merkmale mit dem Maßband schleichen sich ebenfalls Fehler ein. Da diese Messungen jedoch für alle Probanden vom selben Versuchsleiter festgelegt wurden, kann man davon ausgehen, daß immer derselbe Meßfehler gemacht wurde, so daß er sich letztendlich ausgleicht bzw. in der Relation aufhebt. Bei gegebener Strecke $\overline{DF}$ von 400 mm ist

ein maximaler Meßfehler unter 2 % zu erwarten.

Ein weiteres Problem bieten die zur Umrechnung der Meßdaten in die jeweils entwickelte Quadricepskraft notwendigen Röntgenaufnahmen und die darin individuell festzulegende Drehachse des Kniegelenkes. Wie aus Untersuchungen von MENSCHIK (45, 46, 31) und anderen bekannt ist, herrscht am Kniegelenk eine Roll - Gleit - Bewegung, so daß eine eindeutige Bestimmung des Abstandes von Tuberositas tibiae zum "Drehpunkt" des Kniegelenkes fragwürdig erscheint (24, 31, 45, 66). Wie aber eigene Versuche gezeigt haben, kann man davon ausgehen, daß mit Hilfe von zwei exakt seitlichen Röntgenaufnahmen eine Bestimmung der Drehebene des Kniegelenkes mit einer Genauigkeit von $\pm$ 3,0 mm möglich ist. Bei einem Abstand der Tuberositas zum fiktiven Drehpunkt des Kniegelenkes von durchschnittlich 66 mm erwächst daraus ein totaler Fehler von etwa höchstens 5 %. Die Winkel λ und ß bzw. cos λ und sin ß bewegen sich unter der Voraussetzung, die Winkel sind auf $\pm$ 2° exakt bestimmbar, in einem Bereich, der maximal 5 % Fehler ergibt. In Anbetracht der unbekannten Reservekräfte und der nicht zu objektivierenden Motivation des Probanden sowie aufgrund des unbekannten Einflusses, den das Erlernen der auszuführenden Bewegung hat, erscheint dieser Meßfehler wiederum als gering (siehe dazu exemplarische Fehlerrechnung im Anschluß).

Insgesamt ergibt sich aus der hier verwendeten Versuchsdurchführung- und -auswertung ein Fehler bis 12 %, der, bezogen auf den von allen Versuchsreihen höchsten Wert von 800 kp, mit ± 100 kp zu veranschlagen ist. Da diese Meßdaten außerdem unter Laborbedingungen gewonnen wurden, liegen sie mit Sicherheit nicht im Grenzbereich der in Streßsituation möglichen Qadricepskraft, sondern stellen vielmehr realistische Durchschnittswerte dar, die durch willkürliche Muskelanspannung bei gegebenem Kniebeugewinkel auf die Kniescheibe einwirken.

Fehlerrechnung:

1)	Elektrisches Meßsystem	1 %
2)	Anthropometrische Messung	1 %
3)	Drehpunktsbestimmung	5 %
4)	Winkelbestimmung	5 %
	Gesamtfehler	12 %

Da es sich bei den Punkten 1 bis 4 um voneinander unabhängige Fehler handelt, ist die Addition der einzelnen Fehler zu einem Gesamtfehler zulässig.

---

2) Ergebnisse

Ausgehend von den bisherigen Erörterungen kann man festhalten, daß die innere Quadricepskraft ganz erhebliche Werte erreichen kann, die bei entsprechend trainierten Personen sicherlich in einen Bereich von 1000 kp kommen dürften. Dies bedeutet aber, daß im speziellen Fall relativ hohe Kräfte auf die retropatellaren Kontaktflächen einwirken müssen, insbesondere bei Berücksichtigung der Untersuchungen von GOYMANN (19) und HEHNE (28, 29), die je nach Beugestellung im Kniegelenk etwa zwischen 4 und 1 cm^2 retropatellare Auflagefläche bestimmten. Um mit den von uns ermittelten Quadricepskräften Aussagen zur dabei jeweils auftretenden Kraft im Femoropatellargelenk machen zu können, müssen diese Werte vektoriell in die entsprechende Anpreßkraft umgerechnet werden. Dabei erhält man für die hier bei 90° und horizontaler Oberschenkelstellung ermittelte Quadricepskraft von 680 kp eine retropatellare Anpreßkraft von 880 kp, die unter Zugrundelegung einer femoropatellaren Kontaktfläche von 4 cm^2 unter Verwendung experimenteller Ergebnisse von HEHNE (28) und ohne Berücksichtigung des Einflusses von Umwickelungseffekt bzw. Knorpeldämpfungsverhalten einem Druck von 220 kp/cm^2 entsprechen würde. Gemäß der Abhängigkeit der Quadricepskraft und der Kontaktflächen von der

Kniegelenksstellung ändert sich analog dazu auch die retropatellare Anpreßkraft bzw. der femoropatellar wirksame Druck. Bei Kenntnis der Belastungstoleranz des Gelenkknorpels (58) kann man feststellen, daß die retropatellar auftretenden Kräfte den Knorpel weit überfordern.

Das oben aufgeführte Rechenexempel, begründet auf experimentell gewonnenen Daten, verdeutlicht, daß Autoren wie BANDI (6), HISS (32) und auch PLITZ (51) bei ihren Berechnungen unter den aktiv möglichen Werten geblieben sind. Die von PLITZ (51) genannten Größenordnungen sind aufgrund der unterschiedlichen Voraussetzungen nicht mit den hier beschriebenen Ergebnissen direkt vergleichbar, seine Anpreßkräfte bewegen sich aber bei allen von ihm untersuchten Varianten weit unter den hier ermittelten Werten. HISS spricht bei einer rechtwinkeligen Beugestellung im Kniegelenk von einer Gesamtpatella - Anpreßkraft von ungefähr 580 kp. BANDI (6) gibt für 90° Knieflexion einen Druckwert, der unserer Anpreßkraft gleichgesetzt werden kann, von 526 kp und entsprechend 487 kp Quadricepskraft, für 110° einen Wert von 666 kp entsprechend 584 kp Muskelkraft an. Die hier vorgenommenen Messungen haben dagegen ergeben, daß - ohne sich dabei in den Grenzwert der Muskelleistungsfähigkeit zu begeben - Quadricepskräfte bis 800 kp auftreten, was retropatellaren Werten von circa 1100 kp entspricht.

REILLY und MARTENS (54), die mit Hilfe einer Kraftmeßplatte und synchronen stroboskopischen Aufzeichnungen Analysen zur Patellaanpreßkraft beim Gehen auf der Ebene sowie beim Treppensteigen vorgenommen und die experimentellen Ergebnisse mit mathematischen Formulierungen ausgewertet haben, liegen bei kleinen, mit den vorliegenden Messungen vergleichbaren Kniebeugewinkeln in einem Anpreßkraftbereich, der den hier erhaltenen Werten in etwa entspricht. In ihrer theoretischen Hochrechnung auf die Quadricepsbzw. Patellaanpreßkräfte bei höheren Beugegraden im Kniegelenk bleiben sie zum Beispiel mit 150 bzw. 180 kp für 90° dann allerdings deutlich unter den hier ermittelten Quadricepskräften bzw. der daraus resultierenden Patellaanpreßkraft. Auch GROH (25) erhielt bei seinen Berechnungen als extreme Zugkraft im Ligamentum patellae lediglich einen Wert von 506 kp.

Eine von KIESELBACH (37) mit einer anatomischen Methode durchgeführte Bestimmung der Kraft eines durchschnittlich ausgeprägten M. quadriceps aus dessen Querschnittsfläche, d.h. unter Berücksichtigung des Fiederungswinkels der verschiedenen Muskelanteile, stützen diese Methode, da die von ihm dabei erhaltene Quadricepskraft in derselben Größenordnung wie die mit der verwendeten Versuchsanordnung gewonnenen Werten liegt.

Insgesamt gesehen kann festgestellt werden, daß die Ergebnisse in der Größenordnung sinnvoll erscheinen. Die Methode ist geeignet, absolute Kraftmaxima des M. quadriceps bei verschiedenen Körperhaltungen zu messen. Vergleiche mit anderen Autoren sind sehr problematisch, da durchwegs von statischen Gleichgewichtsbedingungen ausgegangen und somit nur der Minimalwert der Quadriceps- oder der retropatellaren Anpreßkraft berücksichtigt wird. Dynamische Kraftwerte wurden bisher nicht ermittelt.

Aus dem Kraftverhalten des M. quadriceps über die verschiedenen Kniewinkel folgt direkt, daß die Belastungen im Retropatellargelenk bei gestrecktem Kniegelenk gegen Null gehen, während bei zunehmender Beugung unter Berücksichtigung der jeweiligen Kontaktflächen Maximalwerte bis circa 1100 kp auftreten. Analoge Überlegungen wurden unter anderem bereits von BANDI (4) im Jahre 1972 publiziert.

Die von den Patienten oftmals selbst beim Stehen auf ebener Erde beklagten Beschwerden rühren somit offensichtlich aus einer Quadricepsanspannung zur Aufrechterhaltung des Gleichgewichtes und dem dadurch bedingten Einpressen der Kniescheibe in ihr femorales Gleitlager her. Aufgrund der gewonnenen Meßwerte und in Übereinstimmung mit der Literatur (6, 32, 54) kann man

davon ausgehen, daß beim Gehen oder Laufen in der Ebene im allgemeinen keine den gesunden Knorpel überfordernde Retropatellarbelastung auftritt, so daß dadurch keine Voraussetzung zur Chondropathieauslösung auf dem Boden einer mechanischen Überlastung gegeben sein dürfte. Ab einem Kniebeugewinkel von 60° bis 70° treffen bei dynamischen Bewegungsvorgängen aber Belastungen auf den Knorpel der Kniescheibe und auf den des femoralen Gleitlagers auf, denen dieser aufgrund seiner biomechanischen und biochemischen Eigenschaften (6, 11, 14, 23, 33, 36, 38, 41, 48, 50, 52, 53, 58, 61, 62, 64) nicht gewachsen sein kann. Dieser Schluß ist insoweit zulässig, da dynamisch einwirkende Kräfte statische bei weitem übertreffen, wie Untersuchungen von DEIGENTESCH et al. (12, 13) gezeigt haben. Insbesondere bei Tätigkeiten wie zum Beispiel beim Skilauf mit hohen Geschwindigkeiten auf wellig - ruppiger,harter Piste oder beim Fahren mit extremer Rücklage (Jetschwung) muß im Femoropatellargelenk mit Spitzenkrafteinwirkungen auf den Gelenkknorpel gerechnet werden, die zu Zerstörungen in der Knorpelstruktur führen können.

Als Folgerung aus den beschriebenen Experimenten ergibt sich somit, daß Patienten, die über chrondropathische Beschwerden im Retropatellargelenk klagen, angehalten werden sollten, Tätigkeiten und Sportarten zu vermeiden, die mit einer übermäßigen Knie-

beugung oder Rücklage einhergehen. Ferner ergaben die Untersuchungen einen eindeutigen Zusammenhang der auf die Kniescheibe einwirkenden Kraft mit der Oberschenkelstellung; bei gleichem Kniewinkel aber unterschiedlicher Lage des Oberschenkels differieren die vom M. quadriceps aktiv zu entwickelnden Kräfte bis zu 60 %. Besonders bei Tätigkeiten, die mit nahezu waagerechtem oder aus der Horizontalan abgesenktem Oberschenkel einhergehen, ist mit einer vermehrten Belastung des Retropatellargelenkes zu rechnen, was auf die veränderte Körperschwerpunktslage zurückzuführen ist.

Bei kritischer Würdigung der hier vorgestellten Meßmethode bleibt jedoch festzustellen, daß durch die verwendete Konstruktion der Meßmaschine vorerst nur beschränkte Aussagen zur Quadricepskraft in Abhängigkeit von der Kniestellung möglich sind, da der Meßstuhl aufgrund seiner Bauweise bei der momentan möglichenen Handhabung den meßbaren Kniewinkelbereich limitiert. Unabhängig davon liegen die prüfbaren Winkel aber in einem Bereich, der sowohl im täglichen Leben als auch beim Sport weitaus am häufigsten eingenommen wird.

Der Problemkreis "Umwickelungseffekt" kann hier ausgeklammert werden, da diese Erscheinung zwar bei Kniebeugewinkeln über 90° den wirksamen retropatellaren Anpreßdruck reduziert, an der hier untersuchten Quadricepskraft aber nichts verändert und in den von uns

ausgewerteten Beugegraden noch keine Verminderung des Retropatellardruckes bewirkt.

Die hier aufgezeigte Methode ist unabhängig von den getroffenen und notwendigen Einschränkungen sicher geeignet, den Normal- bzw. Durchschnittsbereich der aktiv möglichen Kraft des M. quadriceps zu messen bzw. unter Zuhilfenahme von zwei exakt seitlichen Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes in die innere Quadricepskraft umzurechnen. Die Möglichkeit, mit dem Meßsystem weitere Anwendungs- und Arbeitsgebiete zu eröffnen und in der Methode enthaltene Ideen zu verwirklichen, hängt weitgehend davon ab, inwieweit es glingt, die notwendige Umkonstruktion und einen entsprechenden Ausbau des Meßstuhles vorzunehmen.

Erste Schritte auf dem Gebiet der Quadricepskraft - Bestimmung haben zwar bewiesen, daß die Quadricepskraft für jeden Probanden reproduzierbar gemessen und sinnvoll umgerechnet werden kann, ein großes Problem aber noch die Standardisierung und Objektivierung des Verfahrens, wie etwa die eindeutige Bestimmung der bei der Berechnung zu verwendenden anthropometrischen Merkmale, darstellt.

IX) Zusammenfassung

Der retropatellare Beschwerdekomplex ist zunehmend bereits bei jungen Menschen zu finden. Die genaue Ursache der pathologischen Veränderungen im Femoropatellargelenk liegt auch heute noch weitgehend im unklaren, wenngleich man durch die Bestimmung der Auflagefläche, durch die Berechnung der wirksamen Anpreßkraft sowie durch die Bemühung um die biomechanischen und biochemischen Zusammenhänge von Kniegelenk, Femoropatellargelenk und Gelenkknorpel versucht hat, Licht in das Dunkel zu bringen. Dabei ist es bisher nicht gelungen, die bei dynamischen Bewegungsvorgängen retropatellar auftretenden Belastungen zu bestimmen.

Das hier vorgestellte System von experimentell gewonnenen Daten und ihrer theoretischen Auswertung erlaubt es, die vom M. quadriceps in Abhängigkeit von der Oberschenkelstellung und dem Kniewinkel aufzubringende Kraft zu messen und in eine innere Quadricepskraft umzurechnen. Die Methode erfordert einen speziell dafür angefertigten Meßstuhl und handelsübliche Meßdosen, Meßverstärker und Aufzeichnungsgeräte. Neben dem eigentlichen Versuch müssen vom Probanden zwei seitliche Röntgenaufnahmen des Kniegelenkes angefertigt werden, um die Umrechnung der Meßdaten vornehmen zu können. Im Ver-

gleich mit der Literatur ergeben sich hier Werte, die in dieser Form noch nicht bestimmt wurden, so daß ein direkter Vergleich nicht möglich ist. Lediglich der indirekte Schluß aus einer theoretisch - anatomischen Arbeit erlaubt die Feststellung, daß die erhaltenen Werte in einem realistischen Bereich liegen. Von fast allen Autoren, die von statischen Gleichgewichtsbedingungen ausgegangen sind, wird aber eingeräumt, daß aktive Muskelkräfte über den von ihnen angegebenen Werten liegen können.

Durch Umkonstruktion des Meßstuhles und dem Einsatz von Elektronik wird es möglich sein, eine Standardisierung des Verfahrens zu erzielen. Als Anwendungsgebiete würde sich zum Beispiel die definitive und "zahlenmäßige" Überprüfungsmöglichkeit des Trainingserfolges besonders bei Sportarten, die die untere Extremität fordern, anbieten. Daneben wäre auch ein Einsatz im sportmedizinisch - orthopädischen Bereich denkbar.

X) Literaturverzeichnis

(1) ASANG, E.:
20 Jahre Skitraumatologie
Med. u. Sport XII (1972), 23 - 26

(2) ASANG, E.:
Verletzungsschutz beim Skisport
Sportarzt u. Sportmed. 8 (1972), 209 - 222

(3) BANDI, W.:
Über die Ätiologie der Osteochondrosis dissecans
Helv. chir. Acta 18 (1951), 221 ff.

(4) BANDI, W.:
Chondromalacia patellae und femoropatellare Arthrose
Helv. chir. Acta 11 (1972), 1 - 70

(5) BANDI, W.:
Vorverlagerung der Tuberositas tibiae bei Chondromalacia patellae und femoropatellarer Arthrose
Hefte z. Unfallheilkde. 127 (1976), 175 - 186

(6) BANDI, W.:
Die retropatellaren Kniegelenksschäden
Aktuelle Probleme in Chirurgie und Orthopädie 4 (1977)

(7) BAUMGARTL, F.:
Das Kniegelenk
Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg (1964)

(8) BAUMGARTL, F.:
Anatomische und klinische Bedeutung des Femoropatellargelenkes
Zbl. Chir. 91 (1966), 14, 505 - 516

(9) BOENNINGHOFF - GOERTTLER
Lehrbuch der Anatomie des Menschen, Bd. 1
Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien (1968)

(10) BURNOTTE, J. et al.:
Contributions à l'étude des Contraintes femoropatelliares
Acta Orthop. Belgica, Tome 42 (1976) 144 ff.

(11) COTTA, H., PUHL, W.:
Pathopysiologie des Knorpelschadens
Hefte z. Unfallheilkde. 1927 (1976), 1 - 19

(12) DEIGENTESCH, N.:
Dynamisierte Belastungsberechnungen für Lumbosacralkräfte
V. Münchner Symposion für experimentelle Orthopädie (1983)

(13) DEIGENTESCH, N., et al.:
Amplitude and Frequency Behavior of the Ski-Boot-Human-System
Ski Trauma and Skiing Safety IV, 9
Publication series of TÜV-Edition,
West Germany, Munich 1982

(14) DICK, W., HENCHE, H.R., MORSCHER, E.:
Die Rolle der medialen Hypopression für die Chondropathieentstehung und Langzeitergebnisse der Roux - Operation
Orthop. Praxis 7 (1980), 592 - 595

(15) EXNER, G.:
Chondropathia patellae
Therapiewoche 31 (1981), 4581 - 4584

(16) FICAT, P.:
Pathologie fémoro-patellaire
Masson & Cie, Paris 1970

(17) FICAT, P.:
Le déséquilibre rotuliens
Masson & Cie, Paris 1973

(18) GOODFELLOW, J., HUNGERFORD, D.S., ZINDEL, H.:
Patello-femoral Joint Mechaniscis and Pathology
J. Bone Jt. Surg. 58-B (1976), 287 - 299

(19) GOYMANN, V., MÜLLER, H.G.:

New Calculation of the Patella-femoral Joint

Procedings of the internat. Congress Rotterdam, (1973), Excerpta Medica, Amsterdam, (1974)

(20) GOYMANN, V., HAASTERS, J., HELLER, W.:

Neuere Untersuchungen zur Biomechanik der Patella

Z. Orthop. 112 (1974), 623 - 625

(21) GOYMANN, V.:

Die Biomechanik des patellofemoralen Gleitweges

Orthop. Praxis 6 (1980), 451 - 461

(22) GOYMANN, V., THÜMLER, P., KONERMANN, H.:

Der Druck im Gleitlager und seine operative Veränderbarkeit

Orthop. Praxis 7 (1980), 575 - 581

(23) GREILING, H.:

Die Struktur und Altersabhängigkeit der Proteoglykane des humanen Kniegelenks-knorpels

In: Arthritis - Arthrose
Verlag Hans Huber, Bern-Stuttgart-Wien (1971), 476 - 480

(24) GROH, W.:

Kinematische Untersuchungen des menschlichen Kniegelenkes und einiger Prothesen Kniekonstuktionen, die als "physiologische" Kniegelenke bezeichnet werden.

Arch. orthop. Unfallchir. 47 (1955), 637 - 645

(25) GROH, H., WEINMANN, E.L.:

Über die am Kniegelenk auftretenden Kräfte

Z. Orthop. u. Grenzgebiete 96 (1962), 527 - 530

(26) GROH, H.:

Zur Frage der Größe der Muskelkraft beim isometrischen Muskeltraining

Orthop. Praxis IV (1968) 22 - 23

(27) HAFERL, A.:

Lehrbuch der topographischen Anatomie

Springer, Berlin-Heidelberg-New York, 1969

(28) HEHNE, H.J., SCHLAGETER, M.S., HULTZSCH, W, RAU, W.S.:

Experimentelle patello-femorale Kontaktflächenmessung - 1. Mitteilung

Z. Orthop. 119 (1981), 167 - 176

(29) HEHNE, H.J. et al.:

Experimentelle patello-femorale Kontaktflächenmessung - 2. Mitteilung

Z. Orthop. 119 (1981), 405 - 411

(30) HETTINGER, T.:
Isometrisches Muskeltraining
Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 1972

(31) HISS, E., SCHWERBROCK, B.:
Untersuchungen zur räumlichen Form der Femurkondylen
Z. Orthop. 118 (1980), 396 - 404

(32) HISS, E., JÄGER, R.:
Biomechanische Auswirkungen der Tuberositas-Vorverlagerung im Modellversuch
Orthop. Praxis 7 (1980), 587 - 591

(33) HOLMDAHL, D.E., INGELMARK, B.E.:
Der Bau des Gelenksknorpels unter verschiedenen funktionellen Verhältnissen
Acta anat. 6 (1948), 309 - 375

(34) HUNGERFORD, D.S., GOODFELLOW, J.:
Femoropatellare Kontaktzonen und ihre Beziehung zur Chondromalazie
Z. Orthop. 113 (1975), 784 ff.

(35) JAMES, S.L.:
Chondromalacia of the Patella in the Adolescent
In: The Injured Adolescent Knee
The Williams & Wilkins Company,
Baltimore 1979, 205 - 251

(36) KARZEL, K., KALBHEN, D.A., DOMENJOZ, R.:
Eigenschaften und Wirkungen eines hochmolekularen Knorpelinhaltsstoffes
In: Arthritis - Arthrose
Verlag Hans Huber, Bern-Stuttgart-Wien
1971, 364 - 375

(37) KIESELBACH, A.:
Untersuchungen über den funktionellen Einbau des Musculus quadriceps in das Gefüge des Oberschenkels
Verh. d. Anat. Ges. LII (1956), 206 - 221

(38) KNESE, K.-H.:
Feinbau und Belastungsmöglichkeit des Knorpels
Sportarzt u. Sportmed. 9 (1966), 444 - 458

(39) KRAUSE, W.:
Zu den präarthrotischen Veränderungen im Femoropatellargelenk
Z. Orthop. 112 (1974), 628 - 629

(40) LANZ, J., WACHSMUTH, W.:
Praktische Anatomie
- Bein und Statik
Springer, Berlin 1938

(41) LINDNER, J.:
Morphologische und radiochemische Untersuchungen zur Biologie des Gelenkknorpels
In: Arthritis - Arthrose
Verlag Hans Huber, Bern-Stuttgart-Wien,
1971, 404 - 435

(42) MAQUET, P.:
Biomechanische Aspekte der Femur - Patella - Beziehung
Z. Orthop. 112 (1974), 620 - 623

(43) MAQUET, P.:
Biomechanics of the Knee
Springer, Berlin-Heidelberg-New York 1976

(44) MATTHEWS, S.:
Load Bearing Characteristics of the Patello-Femoral Joint
Acta orthop. scand. 48 (1977) 511 ff.

(45) MENSCHIK, A.:
Mechanik des Kniegelenkes - I. Teil
Z. Orthop. 112 (1974), 481 - 495

(46) MENSCHIK, A.:
Mechanik des Kniegelenkes - II. Teil
Z. Orthop. 118 (1975), 388 - 400

(47) MORSCHER, E.:
Osteotomy of the Patella in Chondromalacia
Arch. Orthop. Traumat. Surg. 92 (1978), 139 - 147

(48) MÜHLBACH, R.:
Therapeutische Gesichtspunkte bei Funktionsminderung des Halte- und Bewegungsapparates und die Rolle von mechanischen Fehlbelastungen
Med. u. Sport XIII (1973), 159 - 163

(49) OUTERBRIDGE, R.E.:
Further Studies on the Etiology of the Chondromalacia patellae
J. Bone Jt. Surg. 46 (1964), 179 - 186

(50) PAUL, B.:
Über die Belastung des Binde- und Stützgewebes, speziell des Gelenkknorpels
Med. u. Sport XIII (1973), 13 - 19

(51) PLITZ, W., WEINMANN, K.H.:
Sportspezifische Belastung des Femoropatellargelenkes
Sporttraumatologisches Symposium, München 1981

(52) RADIN, E.L., PAUL, D.L.:
Response of the Joint to impact loading
Arthr. and Rheum. 14 (1971), 356 ff.

(53) REFIOR, H.J., HACKENBROCH, jun., M.H.:
Die Reaktion des Hyalinen Gelenkknorpels unter Druck, Immobilisation und Distraktion
Hefte z. Unfallheilkde. 127 (1976), 23 - 36

(54) REILLY, D.T., MARTENS, M.:
Experimental-Analysis of the Quadriceps Muscle Force and Patello-femoral Joint Reaction Force for Various Activities
Acta orthop. scand. 43 (1972), 126 - 137

(55) RÖSSLER, H.:

Schmerzphänomene an der Kniescheibe als Ausdruck ihrer funktionellen Sonderstellung

Z. Orthop. u. ihre Grenzgebiete 101 (1966), 494 - 507

(56) ROGGATZ, J.:

Diagnose und Therapie der Chondropathia patellae

Therapiewoche 32 (1982), 195 - 198

(57) SCHMIDT-RAMSIN, E., GÖRDES, W., JÄGER, M.:

Bestimmung des femoropatellaren Druckes und seiner Veränderung durch therapeutische Maßnahmen

Orthop. Praxis 7 (1980), 582 - 586

(58) SCHNEIDER, P.G., LICHTE, H.:

Arthrosis deformans nach ultraphysiologischen Gelenkbelastungen

Z. Orthop. 107 (1970), 287 - 303

(59) SCHREIBER, A., DREXEL, M., ZOLLINGER, H.:

Der Knieschmerz beim Jugendlichen und jüngeren jungen Erwachsenen

Orthop. Praxis 15 (1979), 231 - 233

(60) SCHUMPE, G., HOFMANN, P., RÖSSLER, H., SEELIGMÜLLER, K.:

Die biomechanische Wechselwirkung zwischen Muskelkräften und Gelenkdruck am Becken - Bein - Skelett unter Berücksichtigung jeweiligen Gelenkstellungen

In: Biomechania in Orthop., Kongreß Debrecen, Ung. Gesellschaft für Orthop., 1978, 22 - 26

(61) STEIDLER, A.:
Kinesiology of the Human Body, Lecture 4
In: On the Physical Properties of the Cartilage, Muscles, Fascia and Tendons
Thomas, Springfield-Illinois, 1964

(62) TITTEL, K.:
Zur Anpassungsfähigkeit einiger Gewebe des Belastungs- und Halteapparates an Belastunger unterschiedlicher Dauer und Intensität
Med. u. Sport XIII (1973), 147 - 156

(63) TITTEL, K.:
Funktionelle Anatomie und Biomechanik des Kniegelenkes
Med. u. Sport XVII (1977), 65 - 74

(64) VIERNSTEIN, K., WEIGERT, M.:
Chondromalacia patellae beim Leistungssportler
Z. Orthop. 104 (1967), 432 - 435

(65) VILLINGER, K.J.:
Zur Patella - Chondropathie
Chirurg 47 (1976), 547 - 554

(66) WALDEYER, A.:
Anatomie des Menschen
Teil I
Walter de Gruyter, Berlin-New York 1974

(67) WIBERG, G.:

Röntgenographic and Anatomic Studies on the Femoro-patellar Joint. With Special Reference to Chondromalacia Patellae

Acta orthop. Scand. 12 (1941), 319 - 410

Hiermit bedanke ich mich bei Herrn Professor Dr. med. W. K e y l , leitender Oberarzt der Orthopädischen Universitätsklinik München, für die Überlassung des Themas und die freundliche und überaus entgegenkommende Hilfe und Anleitung bei der Durchführung der Arbeit.

Lebenslauf

Ich, Silvia Christine Kiefl, wurde am 23. Dezember 1956 als einziges Kind des Rektors Andreas Kiefl und seiner Ehefrau Christa, geborene Schöffmann, in Grafenau/Niederbayern geboren. Am selben Ort besuchte ich von 1963 bis 1967 die Mädchenvolksschule, trat dann an das mathematisch-naturwissenschaftliche Gymnasium Grafenau über und legte im Jahre 1976 die Reifeprüfung mit sehr gutem Erfolg ab.

Im Wintersemester 1976/77 begann ich an der Universität Regensburg das Medizinstudium und bestand am 25. August 1978 die ärztliche Vorprüfung. Anschließend wechselte ich an die Technische Universität München, wo ich am 30. August 1979 den ersten und am 21. August 1981 den zweiten Abschnitt der ärztlichen Prüfung mit Erfolg ablegte.

Nach Ableistung des Praktischen Jahres in Sporttraumatologie, Innere Medizin und Chirurgie erhielt ich mit Datum vom 25. Oktober 1982 meine Approbation.

Seit 1. Januar 1983 bin ich als Assistenzärztin in der Nuklearmedizinischen Klinik und Poliklinik des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München tätig.